

FACULTE de MEDECINE de CAEN

Année 1975

N° 39

THESE
pour le
DOCTORAT en MEDECINE
(Diplôme d'Etat)

**CONTRIBUTION A L'ETUDE DE L'OS
PAR UN ESSAI DE DENSITOMETRIE A L'AIDE
DE L'AMERICIUM 241 ET LA MISE AU POINT
D'UN DOSSIER CLINIQUE SUR ORDINATEUR.**

par

M. Jean DELAVENNE

Né le 26 Mai 1944 à CAEN, 14.

Présentée et Soutenue Publiquement le

25 SEPT. 1975

Président: M. le Professeur FERNANDEZ.

S.P.E.P.S.C.

FACULTE de MEDECINE de CAEN

Année 1975

N°

THESE
pour le
DOCTORAT en MEDECINE
(Diplôme d'Etat)

**CONTRIBUTION A L'ETUDE DE L'OS
PAR UN ESSAI DE DENSITOMETRIE A L'AIDE
DE L'AMERICIUM 241 ET LA MISE AU POINT
D'UN DOSSIER CLINIQUE SUR ORDINATEUR.**

par

M. Jean DELAVENNE

Né le 26 Mai 1944 à CAEN, 14.

Présentée et Soutenue Publiquement le

Président: M. le Professeur FERNANDEZ.

S.P.E.P.S.C.

FACULTE DE MEDECINE DE CAEN

N°

Année 1975

THESE

DOCTORAT en MEDECINE

Chirurgie dentaire

CONTRIBUTION A L'ETUDE DE L'OS

PAR UN ESSAI DE DENSITOMETRIE A L'AIDE

DE L'AMERIZIUM T LA MISE AU POINT

D'UN DOSSIER CLINIQUE SUR ORONATEUR



M. J. DELAVERGNE

M. J. DELAVERGNE A CAEN, M.

Présentée et soutenue publiquement le 15 Mars 1975

Président de la Faculté FERNANDEZ

SPRINT





Digitized by the Internet Archive
in 2026

https://archive.org/details/IA41550818_0020

PROFESSEURS

MM. EVRARD	Clinique Chirurgicale A
FABRE	Physiologie
FERNANDEZ	Physique Médicale
FOUCAULT	Pathologie Expérimentale
GUIHARD	Pédiatrie
LACROIX	Clinique et Pathologie Chirurgicale B
LEMENAGER	Clinique Médicale A
LEVY	Clinique Obstétricale
LHIRONDEL Jean	Clinique Médicale Infantile
MOREL Claude	Bactériologie, Virologie
MORIN	Séméiologie Médicale
OLIVIER	Clinique Médicale B
PHELINE	Anatomie
POULAIN	Médecine Opératoire
ROUSSELOT	Anatomie Pathologique
SAVINI	Pharmacologie
VALLA	Médecine Générale et Thérapeutique
VILLEY	Clinique Médicale C

PROFESSEURS SANS CHAIRE

MM. DROSDOWSKY	Biochimie Médicale
IZARD	Histologie et Embryologie
POILPRE	Psychiatrie
THERET	Histologie et Embryologie
VENEZIA	Pédiatrie - Génétique

MAITRES DE CONFERENCES AGREGES

MM. ADAM	Neuro-Chirurgie
AUBRIOT	Orthopédie, Traumatologie
BAZIN	Thérapeutique, Réanimation Médicale
BEUVE-MERY	Médecine Interne
BEZARD	Chirurgie Générale
DAVERNE	Electro-Radiologie
Mle DENIZET	Radiologie
MM. DESCHAMPS	Dermatologie
GAUBERTI	Médecine Préventive et Santé Publique, Hygiène
GIGNOUX	Chirurgie Générale
HOUTTEVILLE	Neurochirurgie
Mme LECACHEUX	Maladies Infectieuses
MM. LECHEVALIER	Neurologie
LECOQ	Ophtalmologie
LEYMARIE	Biochimie Médicale
LOYAU	Rhumatologie
MANDARD	Anatomie Pathologique
MOREL Pierre	Psychiatrie d'Adultes
MOULIN	Pharmacologie
MULLER	Gynécologie, Obstétrique
POTIER J.C.	Médecine Expérimentale
POTTIER M.	Physiologie
QUESNEL	Anesthésiologie
THOMAS	Immunologie, Hématologie
VERWAERDE	Thérapeutique
ABBATUCCI	Radiologie (Maître de Conférences Associé)

Je dédie cette thèse à :

ma Femme HENRIETTE,
mes Enfants ARMELLE et JULIEN

avec tout mon amour,

mes PARENTS,

avec toute mon affection.

A Monsieur le Professeur FERNANDEZ,

qui m'a fait découvrir la biophysique médicale et m'honore de bien vouloir présider cette thèse.

A Monsieur le Professeur Agrégé LOYAU,

qui m'a initié à la Rhumatologie et m'a accueilli dans son service pour la partie clinique de ce travail.

A Monsieur le Professeur Agrégé BEUVE-MERY,

qui m'a enseigné la Néphrologie et m'a encouragé dans cette voie de recherche.

A Monsieur le Docteur THOUIN,

qui m'a guidé dans la mise en forme du dossier clinique et a bien voulu en assurer l'exploitation.

Monsieur le Professeur FERNANDEZ,

Monsieur le Professeur Agrégé LOYAU,

Monsieur le Professeur Agrégé BEUVE-MERY,

Monsieur le Docteur THOUIN

ont accepté de juger cette thèse,
je les en remercie.

Que soient vivement remerciés,
car sans eux ce travail eut été impossible :

Monsieur le Directeur Général HARTEMANN
et Monsieur le Directeur Général METZ

qui ont encouragé l'introduction
de l'informatique médicale au
C.H.U.

Madame A. VERWAERDE

qui a réalisé les examens biolo-
giques.

Monsieur G. BOUVARD,
Monsieur le Docteur G. DEMEYER,
Monsieur J.P. SABATIER,

qui m'ont aidé de leurs conseils
et de leur expérience.

Madame J. BESNEHARD

qui a assuré l'exploitation des
dossiers.

Madame S. LEBREUILLY,
Mademoiselle N. LE MARCHAND

qui ont effectué la perforation
des cartes.

S O M M A I R E

INTRODUCTION

1

HISTORIQUE

3

LA DENSITOMETRIE OSSEUSE :

4

I) L'étape radiographique

5

A) La radiographie simple

6

- 1) Erreurs liées à la source
- 2) Erreurs liées aux tissus mous
- 3) Erreurs liées au film
- 4) Erreurs liées à l'observateur.

B) Les autres systèmes radiographiques

10

- 1) La densitométrie comparative
- 2) La mesure directe du faisceau
- 3) La méthode à deux longueurs d'onde.

C) En conclusion

14

- 1) Détermination d'un équivalent
- 2) Détection d'une déminéralisation
- 3) Définition d'un système "idéal".

II) L'étape radioisotopique

15

A) Le système

16

B) Ses avantages

17

- 1) Les facteurs d'erreurs propres à la méthode radiographique
- 2) La dose d'irradiation.

C) Ses_applications 17

- 1) Mesure directe de l'atténuation d'un rayonnement monoénergétique
- 2) Mesure comparative au moyen de photons d'énergie différente.

III) Autres méthodes d'étude 20

A) L'activation_neutronique 20

B) Les_ultrasons 21

IV) Conclusion. 21

LE DOSSIER CLINIQUE SUR ORDINATEUR : 23

I) Ses buts 24

II) Dans la pratique. 25

MATERIELS ET METHODES 26

LA DENSITOMETRIE OSSEUSE : 27

I) Les appareils 28

A) La_source 30

- 1) Caractéristiques
- 2) Raisons de ce choix.

B) Les_collimateurs 31

- 1) Collimation de la source
- 2) Collimation du détecteur

	Pages
C) <u>Le système cinétique</u>	31
D) <u>Le système d'égalisation des parties molles</u>	32
E) <u>Le détecteur</u>	32
F) <u>Le système de traitement de l'information</u>	33
1) Composition - caractéristiques	
2) Fonctionnement	
II) Lieu de la mesure	35
A) <u>Le fémur</u>	36
B) <u>A l'union 3/4 supérieurs - I/4 inférieur</u>	36
C) <u>Le repérage</u>	36
III) Théorie	36
A) <u>Théorie de l'atténuation</u>	36
B) <u>Etude des données de la littérature</u>	39
1) CAMERON et SORENSON	
2) Une expression différente des résultats.	
C) <u>Application à notre expérimentation</u>	42
1) Le diamètre osseux et l'épaisseur corticale	
2) Le coefficient d'atténuation linéaire des tissus mous	
3) Le coefficient d'atténuation linéaire du tissu osseux	
IV) La mesure	44
A) <u>Déroulement</u>	44
1) Acquisition des informations	
2) Traitement des informations	

	Pages
B) <u>Critères de qualité-critiques</u>	47
1) Source-système de collimation	
2) Système cinétique	
3) Système d'égalisation des parties molles	
4) Le détecteur	
5) Le système de traitement des informations	
6) Mesure du rayonnement incident sur la zone sélectionnée sans interposition de tissus mous.	
<u>LE DOSSIER CLINIQUE SUR ORDINATEUR :</u>	54
I) Le dossier clinique	55
A) <u>Le contenu</u>	55
1) Identité du malade et des soignants	
2) Antécédents	
3) Mode de vie	
4) Signes fonctionnels et physiques actuels	
5) Examens complémentaires	
6) Evolution	
7) Diagnostic	
B) <u>La mise en forme</u>	72
C) <u>L'exploitation</u>	72
1) Edition des dossiers en langage clair	
2) Gestion des dossiers	
3) Etudes scientifiques	
D) <u>Critiques</u>	73
1) Le système	
2) Le dossier	
II) Le Matériel utilisé.	74
<u>LES SUJETS ETUDIES :</u>	75
I) Critères du choix.	76

	Pages
II) Examens complémentaires	76
A) <u>Bilan du métabolisme phosphocalcique</u>	76
B) <u>Etude hématologique et biochimique</u>	77
C) <u>Radiographie du fémur gauche.</u>	77
III) Sujets retenus.	77
 <u>RESULTATS</u>	 79
<u>LA DENSITOMETRIE OSSEUSE</u>	80
I) Diamètre fémoral et épaisseur corticale.	81
II) Détermination du coefficient d'atténuation linéai- re des tissus mous μ_y	82
A) <u>Détermination de la valeur I_0</u>	82
B) <u>Détermination de la valeur I_1</u>	84
C) <u>Résultats</u>	84
III) Détermination du coefficient d'atténuation liné- aire du tissu osseux μ_α	84
A) <u>Détermination de la valeur I_m</u>	86
B) <u>Résultats</u>	86
IV) Reproductibilité de la mesure	86
A) <u>Reproductibilité de mesures successives</u>	86
1) Sur des fantômes	
2) Sur des sujets	
B) <u>Reproductibilité de mesures espacées.</u>	89

LE DOSSIER CLINIQUE SUR ORDINATEUR

90

I) Le dossier clinique

91

II) Le système d'exploitation SYSDOS.

91

CONCLUSION.

100

BIBLIOGRAPHIE.

105

ANNEXE.

I N T R O D U C T I O N

Cette thèse a été réalisée au Centre Hospitalo-Universitaire de CAEN dans les services :

- de Radioisotopes du Professeur FERNANDEZ
- de Rhumatologie du Professeur LOYAU
- d'Informatique Médicale du Docteur THOUIN.

Son but est double :

- mesurer la densité minérale osseuse au moyen d'une source radioactive d'Amercium 241 avec comme récepteur une gamma-caméra à scintillation couplée à un ordinateur pour le traitement des données.
- mettre au point un dossier de pathologie de la transparence osseuse exploitable par ordinateur; ce dossier dépassant dans sa réalisation pratique le cadre de l'expérimentation précédente qui permettait toutefois de le tester et de le mettre en route.

Dans les pages suivantes, après un chapitre historique, seront exposés les matériels et les méthodes employés, les résultats auxquels nous aboutissons et les améliorations que nous nous proposons d'apporter.

H I S T O R I Q U E

- LA DENSITOMETRIE OSSEUSE -

Connaître le degré de minéralisation de l'os est un but de recherche qui a intéressé et intéresse toujours les médecins et les physiciens en raison des multiples applications cliniques de cette recherche :

- appréciation d'une hyperminéralisation et surtout d'une hypominéralisation, et l'on connaît l'importance de la pathologie de l'ostéoporose surtout chez la femme après 50 ans.
- appréciation du rôle du régime alimentaire, d'une immobilisation, de la lactation, de la dialyse rénale, des divers types de fracture et de leur traitement, d'une thérapeutique médicamenteuse, voire du vol sans pesanteur sur la minéralisation osseuse.

Parmi les différentes méthodes d'étude in vivo de cette minéralisation, l'absorption des rayonnements est sans doute la méthode privilégiée qui a suscité le plus de travaux. GARN (1), en 1962, dans une bibliographie d'ailleurs incomplète, signalait 125 publications sur ce sujet et depuis l'élan ne s'est pas tari comme le démontrent le récent symposium tenu à STOCKHOLM en Mai 1974 où les travaux d'OLKKONEN (2), NILLSON (3), BJORK (4), HENRIKSON (5), DISSING (6), MAZESS (7), ROOD (8) et ZIMMERMAN (9) furent présentés et la mise au point d'ostéodensitomètres de fabrication industrielle proposés aux médecins depuis peu de mois.

Tout rayonnement photonique X ou gamma qui traverse un objet subit une atténuation. Dans l'os, c'est essentiellement l'hydroxyapatite, cristal de formule $\text{Ca}_{10}(\text{PO}_4)_6(\text{OH})_2$ qui est responsable de cette réduction et

à l'intérieur de ce cristal le calcium qui a le rôle prédominant du moins aux énergies habituellement utilisées (BISMUTH (10)). L'absorption d'un rayonnement par de l'os peut donc pratiquement se ramener à l'absorption par le calcium contenu dans cet os, ce qui explique que l'on parle souvent de mesure ou de densitométrie calcique osseuse, toutefois le terme de densitométrie minérale paraît préférable.

La mesure de l'absorption d'un rayonnement implique un système à quatre "variables"

- une source émettrice du rayonnement,
- un objet traversé, sujet de la mesure,
- un détecteur recueillant le rayonnement transmis,
- un analyseur quantifiant les résultats et permettant leur expression de façon valide.

La difficulté à obtenir une qualité suffisante de ces quatre "variables" s'exprime bien dans la multiplicité des systèmes proposés qui toutefois évoluent actuellement vers une simplification au moins théorique.

Sur le plan historique, on est progressivement passé de l'étape radiographique à l'étape radioisotopique.

I - L'ETAPE RADIOGRAPHIQUE :

A) LA RADIOGRAPHIE SIMPLE :

Le premier système proposé est toujours le plus utilisé dans la pratique courante. C'est l'étude

radiographique simple associant une source de rayons X, un os choisi par le médecin, un film radiographique, l'oeil et le cerveau de l'observateur.

L'énergie du rayonnement utilisé se situe habituellement entre 20 et 100 KeV. L'os ayant une absorption plus importante que celle des tissus mous, le flux de rayons atteignant le film est moins important au niveau de sa projection et après développement l'image de l'os est plus claire sur le négatif que celle des parties molles, et cette image osseuse est d'autant plus claire que l'os est plus dense.

Dès le début du siècle, les auteurs se sont rendu compte de l'insuffisance de cette méthode en raison des nombreuses causes d'erreurs liées à la source, aux tissus traversés, au film radiographique et à l'observateur.

1) Erreurs liées à la source :

Elles sont de trois types :

a- le polychromatisme des rayons X

Un faisceau de rayons X n'est pas homogène et son absorption n'est donc pas uniforme. Les rayons de faible énergie étant rapidement absorbés, le spectre du rayonnement se modifie au cours de la traversée des tissus et son atténuation n'est plus exponentielle ce qui empêche de déterminer une densité osseuse réelle.

Ceci a conduit MEEHA (11) à proposer des filtres compensateurs pour rendre le faisceau le plus homogène possible, mais surtout à utiliser des rayons monochromatiques fournis par un radio-isotope, nous y reviendrons.

b- les variations de qualité du rayonnement

Le tube générateur de rayons X n'a pas un fonctionnement constant et homogène.

La haute tension qui lui est appliquée varie entre $\pm 5 \%$ et diffère parfois des valeurs indiquées sur le voltmètre (WINCKLER (12)).

Les milliampères-seconde peuvent également varier de $\pm 5 \%$ ce qui modifie également la haute tension dont la variation totale peut atteindre $\pm 10 \%$.

Enfin, la distribution spatiale du champ d'intensité n'est pas homogène, des variations de $\pm 10 \%$ ont été mesurées pour un tube courant (JOHNS (13)).

La variation de ces paramètres modifie la qualité du rayonnement émis d'une façon non mesurable dans la pratique.

2) Erreurs liées aux tissus mous :

L'os ne peut être envisagé sans son environnement de parties molles qui entraîne deux effets principaux :

a- une atténuation inhomogène du rayonnement

On peut :

- soit étudier des régions où les tissus mous ont une épaisseur minime ou régulière (doigts, genou selon un axe transverse (VOSE (14))).
- soit égaliser les parties molles pour que leur absorption soit constante. Cette égalisation peut se faire :
 - * en comprimant les tissus entre deux plaques parallèles (de perspex par exemple) comme le fait HENNY (15) pour le tiers inférieur du fémur.
 - * en les recouvrant d'un "équivalent-tissu" dont l'absorption soit identique à celle des tissus mous.
- JACKSON (16) a proposé une couverture d'eau pour les régions où la graisse sous-cutanée est peu épaisse. Cette méthode a été reprise par de nombreux auteurs (BALZ (17), KEANE (18), DOYLE (19),

MEEMA (11), LEFEBVRE (20)), mais elle a l'inconvénient d'augmenter le rayonnement diffusé.

- VIRTAMA (21) qui doute de l'efficacité d'un tel système préfère une pâte équivalent-tissu.

Quelle que soit la méthode utilisée, la graisse sous-cutanée demeure très gênante (LEFEBVRE (20)).

b- un rayonnement diffusé important

C'est leur effet principal; il représente la plus grande cause d'erreur (BAKER (22)).

Un rayonnement de 40 KeV atténué par de l'eau (qui est un équivalent tissus mous non graisseux), l'est à 80 % par un phénomène d'émission de rayonnement diffusé (GRODSTEIN (23)).

On lutte contre cet effet :

- en collimatant au maximum le rayonnement incident, mais au prix de difficultés techniques importantes.
- en éloignant la source de l'objet ce qui diminue le rayonnement diffusé recueilli sur le film. (Air-gap technique).

3) Erreurs liées au film :

Elles sont dues :

a- au faible rendement du film radiographique

En effet, à 50 KeV, un film radiographique ne détecte environ que 1 % des photons qui le traversent. L'efficacité du film comme détecteur est donc mauvaise, toutefois, ceci est diminué par le nombre important de photons qui arrivent à son niveau.

b- à la non uniformité des émulsions radiographiques

La répartition inégale des grains d'argent sur le film entraîne une variation de la densité de l'image du film, variation qui peut atteindre 10 % en des

points rapprochés (ERLICH (24)) et qui est encore plus importante d'un film à l'autre.

c- à l'influence de l'énergie du rayonnement

La sensibilité du film varie de façon importante en fonction de l'énergie du faisceau incident en passant par un maximum vers 40 KeV (DUTREIX (25)).

d- enfin aux conditions de développement du film

La composition du bain, sa température, le temps d'immersion, mais aussi l'intensité des lampes du laboratoire, les conditions de séchage, les traces de doigts, sont autant de facteurs qui influencent le développement du film et donc son aspect définitif (DUTREIX (25)).

4) Erreurs liées à l'observateur :

BARBAIANTZ (26), ARDRAN (27), LACHMAN (28) et VIRTAMA (cité par LAVAL-JEANTET) évaluent à 30 % l'importance minimale de la déminéralisation pour qu'elle soit perceptible à l'oeil sur un film radiographique.

KELLGRENN (29), puis ADAMS (30) ont prouvé l'importance des variations d'appréciation faites par des observateurs différents disposant des mêmes documents.

Ceci enlève toute précision réelle à cette méthode de lecture purement humaine et impose une mesure objective.

B) LES AUTRES SYSTEMES RADIOGRAPHIQUES :

Leur but était d'éviter les obstacles que nous avons étudiés précédemment. Mais aucune de ces méthodes n'y est parvenu.

1) La densitométrie comparative :

C'est PRICE (31) en 1901 qui le premier a utilisé une méthode comparative tenant compte de l'égalité de densi-

té produite sur un film par un rayonnement également absorbé par deux corps différents. Il comparait l'image de l'os à l'image simultanée d'un coin de référence en cuivre dont il recherchait la hauteur donnant la même densité sur un même film.

Cette méthode impose que :

a- les courbes d'absorption du corps de référence

soient proches de celles de l'os (ce qui n'existe en règle que pour des énergies inférieures à 100 KV) et qu'elles ne présentent pas de discontinuités (LAVAL-JEANTET (32)).

Ceci a amené à proposer des échelles de référence de nature très variée

- l'aluminium a été utilisé par nombre d'auteurs : HODGE (33), VAN HUYSEN (34), MACK (35), THRELIS (36), BARNETT (37), FACTO (38), BALZ (39), MAINLAND (40), REICH (41),
- mais aussi le mélange de métaux : zinc-aluminium (YUAN (42), VOSE (43), MAC FARLAND (44)),
- les sels métalliques : chlorure de calcium : REICH (41), phosphate dipotassique : MEEMA (11).
- l'ivoire : BYWATERS (45), STEIN (46), MACK (35, 47),
- l'os de boeuf : HENNY (15),
- la poudre d'os ou l'hydroxyapatite, mais la plupart des auteurs n'ont pu obtenir alors de témoin homogène et valide (LEFEBVRE (20)).

b- l'os et l'échelle soient groupés dans la partie centrale du champ

pour que les rayons n'abordent pas les objets obliquement, ce qui diminuerait le noircissement (LAVAL-JEANTET (32)).

c- le film n'introduise pas de cause d'erreur supplémentaire :

or la non-linéarité des émulsions radiographiques fait que la courbe sensitométrique du film (c'est-à-dire la variation de la densité optique en fonction de l'exposition) n'est rectiligne que dans une partie limitée dans laquelle il faut maintenir tous les points de l'image. En dehors de cette limite, les variations de densité n'ont plus aucune signification (LAVAL-JEANTET (32)).

Pour les os volumineux, il est difficile de ne pas sortir de cette partie rectiligne de la courbe et des variations de 10 à 15 % dans la densité optique sont alors possibles, ce qui a amené MACK (48) à proposer des systèmes électroniques compensateurs.

d- la lecture sur le détecteur soit juste

Trois principaux types de mesure ont été employés :

- le photomètre à champ large

(après que le volume osseux ait été déterminé), méthode utilisée par HEUCK (49) qui mesure le taux de lumière transmise par le film à partir d'une source stable.

Mais sur un champ relativement important, le manque d'homogénéité des images empêche une évaluation précise et représente une cause importante d'erreur.

- le microdensitomètre

qui utilise un spot très petit, n'a pas cet inconvénient, mais est d'un maniement plus complexe. Il a été employé par DOYLE (19), LEFEBVRE (20), VOSE (43) et MARCHAL (50).

- le dosage des grains d'argent réduits dans le cliché

a été utilisé par VIRTAMA (21), puis LAVAL-JEANTET (51), mais la technique est assez com-

pliquée et ne laisse pas de document pour un éventuel contrôle.

e- la précision de cette méthode

a paru bonne aux premiers auteurs : 5 % pour HODGE en 1935 (33), mêmes résultats pour STEIN en 1937 (46) puis pour MACK et ses collaborateurs en 1939 (35) qui concentrèrent leurs efforts vers une automatisation de la mesure.

En fait, ce n'est que peu à peu que tous les facteurs d'erreurs que nous avons décrits précédemment ont été évalués avec précision.

OMNELL (52) et VIRTAMA (21) en 1957, VOSE (14) en 1958, DOYLE (19) en 1961 et MACK (53) en 1965 démontrèrent leur importance qui entraîne, lorsque l'on veut obtenir une reproductibilité satisfaisante de la mesure, une erreur de 10 à 15 % dans les meilleures conditions.

2) La mesure directe du faisceau :

VOSE (14) eut l'idée après avoir collimaté le rayonnement incident et transmis, éliminant ainsi une partie du rayonnement diffusé, de placer un dosimètre recueillant le flux transmis et de comparer le résultat à celui obtenu après traversée d'un système de référence en aluminium.

Il éliminait ainsi les erreurs liées au film. Toutefois, les erreurs liées aux variations de la source persistaient, les mesures étant successives et non simultanées, et même s'il effectuait cette mesure à l'extrémité inférieure du fémur d'un condyle à l'autre, là où les tissus mous sont peu épais, le rôle de ces derniers ne pouvait être apprécié.

3) La méthode à deux longueurs d'onde :

KROKOWSKI en 1964 (54) compare deux clichés pris à 50

et 250 Kv. L'absorption par l'os variant considérablement entre ces deux énergies la différence de densité de l'image dépend de la quantité de tissu osseux.

Toutefois, cette méthode ne tient pas compte du rayonnement diffusé qui devient très important aux tensions élevées et à ces tensions le manque de contraste rend parfois illisibles les clichés.

C) EN CONCLUSION :

La période s'étendant de 1900 à 1962 fût pour la densitométrie osseuse, l'ère de la radiologie.

Les multiples recherches entreprises permirent, au prix d'artifices techniques ou de contraintes importantes :

I) De déterminer avec une précision de 10 à 15 %

lorsque l'on désirait des mesures reproductibles, un équivalent contenu en hydroxyapatite de l'os.

Les chiffres généralement admis étant pour un os normal :

110 à 180 mg d'hydroxyapatite par cm³ d'os
spongieux

1060 à 1240 mg d'hydroxyapatite par cm³ d'os
cortical.

Il s'agissait en effet toujours de mesures relatives et non de densités vraies.

C'est ainsi qu'ont été prouvées :

- l'importance de l'apport calcique pour la minéralisation de l'os chez l'enfant (SCHRAER (55)).
- la minéralisation calcique plus faible, à âge égal, chez la femme que chez l'homme (SCHRAER (56), MAINLAND (57)).

- la déminéralisation de l'os surtout chez la femme après 50 ans (MORGAN (58)).

2) De détecter une déminéralisation

bien plus précocément qu'avec la radiographie simple, permettant ainsi un diagnostic (et donc un traitement) plus précoce (1 an 1/2 d'évolution au lieu de 5 ans d'après VIRTAMA).

3) De définir un système "idéal"

associant :

- un rayonnement monochromatique de qualité constante,
- pour lequel l'atténuation liée aux tissus mous pourrait être déterminée avec précision,
- qui produirait un rayonnement diffusé minimal grâce à une collimation fine,
- avec un recueil des photons transmis à haut rendement et précis (donc qui supprime le film radiographique),
- et une analyse des résultats indépendante d'un observateur ou d'un appareillage imprécis.

Les progrès de la médecine nucléaire et de l'électronique allaient permettre d'obtenir ce système et d'entrer dans :

II - L'ETAPE RADIO-ISOTOPIQUE :

Certes, le passage ne s'est pas fait brutalement puisque déjà PRICE (31) avait utilisé en 1901 les sources radio-isotopiques dont il disposait à l'époque : polonium, actinium, radium, mais la faible énergie des photons

émis compliquait la mesure et en limitait les possibilités. Plus tard GERHSON-COHEN (59) en 1958 utilise l'iridium 192 et FULLBRIGHT (60) en 1962 le thulium 170.

Certes, avec une source de rayons X, MAYER (61) en 1960 se servit d'un compteur à scintillation comme détecteur.

Mais c'est à CAMERON et SORENSON (63) en 1963 que revient le mérite d'avoir utilisé l'iode 125 et l'americium 241 qui prévalent aujourd'hui, et d'avoir défini le système et les calculs qui sont à la base des travaux actuels.

A) LE SYSTEME :

Il se compose :

- d'une source monochromatique de photons provenant d'un radio-isotope,
- un collimateur limite le flux de photons : les effets liés aux tissus mous et au rayonnement diffusé sont donc réduits au maximum.
- le flux de photons transmis est recueilli par un détecteur à scintillation à haut rendement (à 60 KeV 99 % des photons qui le traversent sont captés).
- un photo-multiplicateur et un système électronique permettent de compter avec précision les photons transmis.

Cet ensemble, tenant compte de la loi d'absorption exponentielle d'un rayonnement monochromatique, permet un calcul mathématique du rôle des tissus mous et d'un certain nombre de variables du tissu osseux (cf. chapitre suivant).

B) SES AVANTAGES :

1) Les facteurs d'erreurs propres à la méthode radiographique

sont éliminés et ceux liés aux tissus mous sont atténués.

C'est ainsi qu'avec ce système, la précision pour des mesures reproductibles atteint :

3 % (CAMERON (62))

2 % (OLKKONEN (2), HENRICKSON (5),
(ZIMMERMAN (9)).

2) La dose d'irradiation

que reçoit le sujet à chaque mesure est très faible et localisée à une région très limitée du corps

2 millirems pour l'iode 125 avec une source de 100 millicuries pour SORENSON (63).

C'est à dire beaucoup moins qu'une radiographie classique de densitométrie (500 millirems : SORENSON (63)), ce qui fait que l'examen peut sans risque être répété et pratiqué chez des sujets très "radiosensibles", tels l'enfant (CAMERON (62)) ou la femme enceinte (ATKINSON (64)).

C) SES APPLICATIONS :

Le système est utilisé pour des mesures selon deux principes :

- soit mesure directe de l'atténuation d'un rayonnement monoénergétique
- soit mesure relative de l'atténuation de deux rayonnements d'énergie différente.

1) Mesure directe de l'atténuation d'un rayonnement monoénergétique

CAMERON et SORENSON en 1963 (62) utilisent l'iode 125

(énergie : 27,3 KeV) puis l'americium 241 (énergie 59,6 KeV).

Après avoir rendu égales les parties molles en plaçant un matériau équivalent-tissu (Mix D) autour de la région étudiée entre deux plaques parallèles de perspex, ils déplacent la source et le détecteur de 1 mm sur l'os et font un comptage de 10 secondes à chaque mesure.

Ils reportent sur un graphique les valeurs (exprimées selon une échelle semi-logarithmique) du rayonnement transmis en fonction de la distance. L'aire déterminée par la courbe est égale au volume minéral osseux par unité de longueur d'os. Ils déterminent par calcul une masse minérale osseuse par unité de longueur d'os.

La mesure est effectuée à 10 cm de l'extrémité inférieure du radius de la main gauche chez 137 femmes. Ils retrouvent le phénomène déjà noté par les études radiographiques de l'ostéoporose postménopausique après 50 ans. La mesure leur apparaît reproductible à 3 %.

LANZL et STRANDJORD en 1965 (65) décrivent une technique similaire avec l'iode 125 pour étudier les phalanges des doigts et trouvent une perte de densité avec l'âge comparable aux résultats décrits par CAMERON.

Puis, les publications se multiplient : MAZESS (66), NILLSON (67) qui étudie l'extrémité inférieure du fémur et l'importance de l'ostéopénie post-traumatique. Il évalue le contenu minéral de l'os trabéculaire de l'épicondyle à 100 à 200 mg par cm³ et retrouve :

- une densité plus élevée chez l'homme que chez la femme à âge égal
- la chute progressive du taux avec l'âge, marquée après 50 ans chez la femme
- la chute du contenu minéral quand l'immobilisation se prolonge lors d'une fracture

- l'importance de cette chute lorsqu'existent des complications.

REED (68) étudie lui aussi l'extrémité fémorale inférieure.

SPRING (69) propose une méthode simplifiée avec mesure continue du taux de transmission et report direct par une imprimante sur une carte dont l'échelle est basée sur le logarithme naturel de la proportion du rayon transmis.

SORENSEN (63) en 1967 démontre l'indépendance pour les résultats de la position de l'os dans les tissus mous et l'importance pour les tissus mous du pourcentage de graisse.

JOHNSTON (70) étudie le radius avec l'iode 125 et établit une différence de minéralisation entre races (caucasiens et noirs).

Il faut citer l'important travail de WEST en 1969 (71-72) qui, dans une thèse, reprend toutes les expérimentations effectuées à l'Université de LEEDS par l'équipe de REED-ATKINSON, et étudie l'absorption au niveau du fémur de :

- 145 sujets normaux,
- 126 sujets décédés (avec mesure chimique corrélative),
- 15 femmes allaitant leur enfant (64),
- 13 malades en dialyse rénale (73).

Depuis, les publications se poursuivent OLKKONEN (2), NELLSON (3), BJORK (14), ZIMMERMAN (9).

2) Mesure comparative au moyen de photons d'énergie différente :

OMNELL en 1957 (52) avait défini les équations pour le calcul des atténuations entre tissu mou et osseux par comparaison entre photons de deux énergies.

KROKOWSKI (cf. chapitre précédent) (54) avait appliqué

ce système à la radiologie.

En 1960, REED (74) proposa l'étude au moyen du thulium 170 et du césium 137.

Mais c'est CAMERON et SORENSON (62) qui publièrent la première expérimentation utilisant l'iode 125 et l'amerícium 241 pour déterminer le pourcentage pondéral de carbonate de calcium mélangé à de la paraffine. Ils obtiennent dans leur mesure une précision de 3 %.

REED (68) étudie un système amerícium-césium, son travail repris dans la thèse de WEST (71) conclut à une précision moins grande de cette méthode (6 %) par rapport à la méthode d'atténuation simple (2 %).

SHIMMINGS (75) en 1972, utilisant l'association iode 125-amerícium 241 étudie la partie moyenne du radius et du fémur. Il trouve la meilleure reproductibilité à mi-radius (avec une variation de 2 %), le repérage étant uniquement anatomique, le repérage radiologique s'accompagnant d'erreurs plus importantes.

Au récent symposium de STOCKHOLM (Mai 1974) ont été publiées sur cette méthode les recherches de DISSING (6), MAZESS (7) et de ROOS (8) qui atteignent une précision de 2 à 3 %.

III - AUTRES METHODES D'ETUDES :

La mesure in vivo de la minéralisation osseuse a connu d'autres voies de recherche qui sont actuellement en plein développement.

A) L'ACTIVATION NEUTRONIQUE :

ANDERSON (76) a montré que l'irradiation neutronique d'un sujet transformait un pourcentage de

certaines éléments en radio-isotopes dont l'activité pouvait être mesurée (en particulier le calcium 49).

Cette méthode a été reprise par CHAMBERLAIN (77) pour le corps entier, mais actuellement on s'oriente vers des irradiations localisées permettant :

- une irradiation faible (de l'ordre du rem)
- l'étude de sites interdits à la densitométrie radio-isotopique (telles les vertèbres) en raison de l'énergie élevée des rayonnements émis (3,07 MeV par exemple pour le calcium), pour laquelle l'absorption des tissus mous est négligeable.
- avec une précision comparable.

B) LES ULTRASONS :

La mesure de la différence de vitesse de transmission est à la base du principe de cette méthode. Cette vitesse étant d'autant plus faible que les corps traversés sont plus denses.

Les premières publications assurent une précision de l'ordre de 4 % (RICH (78)).

IV - CONCLUSION :

Au terme de cette étude est visible le lent cheminement qui depuis PRICE a conduit en 75 ans la densitométrie osseuse vers sa maturité. La précision actuelle des mesures (de l'ordre de 1 à 2 %) et leur simplicité ont amené la construction d'appareils industriels qui permettent maintenant à la densitométrie de ne plus être seule-

ment un sujet de recherche, mais aussi d'entrer dans la pratique médicale courante.

C'est la meilleure preuve du succès des travaux entrepris.

--

- LE DOSSIER CLINIQUE SUR ORDINATEUR -

Depuis l'avènement des ordinateurs, des sommes considérables ont été consacrées tant en France qu'à l'étranger, pour construire des systèmes permettant d'utiliser l'informatique pour traiter les renseignements médicaux (plus de 400 références en 1972 (LACRONIQUE (79)). Les résultats ont été parfois intéressants, mais toutefois insuffisamment convaincants pour s'imposer.

On s'est aperçu ces dernières années que de nombreux échecs étaient dus :

- soit à des buts projetés mal délimités ou trop ambitieux
- soit à des systèmes beaucoup trop compliqués à utiliser.

I) SES BUTS :

Le dossier qui est testé dans le cadre de ce travail a des buts limites et précis :

- recueillir l'information médicale sous la forme la plus souple possible, au prix d'un effort minimal.
- la restituer en langage clair, les idées devant apparaître avec la hiérarchie et la pertinence souhaitable pour une observation médicale.
- pouvoir facilement utiliser les informations sous tous les aspects possibles : tri, sélection, études scientifiques.

II) DANS LA PRATIQUE :

Il est destiné au service des Maladies des os et des articulations du C.H.U. de CAEN et concerne des troubles de la transparence osseuse.

Il s'intègre dans le cadre des recherches entreprises dans ce service et permet de recueillir le résultat de techniques particulières qui y sont effectuées.

Dans cette thèse, il n'est pas présenté sous sa forme définitive, de petites modifications lui seront apportées avant son utilisation effective, nous y reviendrons.

Enfin, ce dossier clinique vient s'ajouter aux multiples dossiers existant déjà (Neurologie, neuro-chirurgie, chirurgie générale, endoscopie digestive, hypertension artérielle).

MATERIELS ET METHODES

- LA DENSITOMETRIE OSSEUSE -

I - LES APPAREILS :

Nous avons envisagé d'utiliser les systèmes décrits dans les publications d'autres auteurs ayant pour base un scintigraphe.

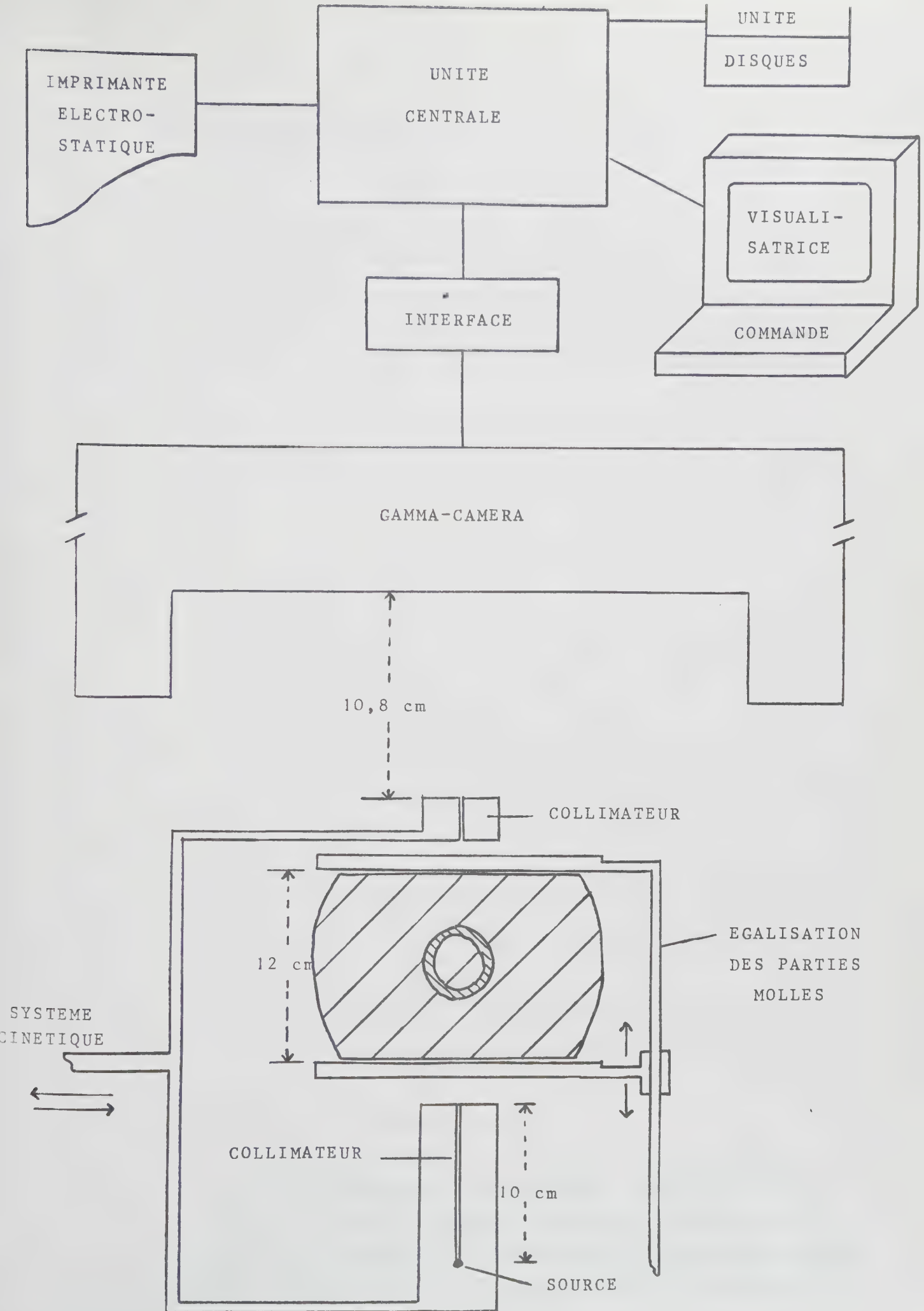
Mais l'installation à ce moment dans le laboratoire de médecine nucléaire d'un ordinateur (Trindell-Télémécanique) couplé à une gamma-caméra a fait naître l'idée d'une utilisation de cet ensemble.

Il ne pouvait être question de faire simplement appel à la gamma-caméra pour nous donner une image statique dont le profil nous serait fourni par traitement informatique. En effet, le pouvoir de résolution de ce détecteur, relativement médiocre, ne l'aurait pas justifié.

Toutefois, la diffusion prévisible de cet ensemble dans les laboratoires de médecine nucléaire pouvait rendre valable la recherche d'une méthode susceptible de nous donner des résultats équivalents à ceux des autres auteurs et d'entraîner l'économie d'un appareillage spécialisé.

C'est ce que nous avons essayé de réaliser sous la forme d'une exploration, non plus statique, mais dynamique.

L'ensemble du système est figuré sur le schéma 1.



SCHEMA I

A) LA SOURCE :

1) Caractéristiques :

Il s'agit d'une source cylindrique d'Amerícium 241 (demi-vie 458 ans) d'une activité nominale de 100 millicuries dont le spectre est par construction réduit à l'émission de photons d'une énergie de 59,54 KeV permettant de la considérer comme une source monochromatique.

Cette source est enfermée dans un container de plomb empêchant tout rayonnement en dehors du champ choisi.

2) Raisons de ce choix :

a) L'Amerícium 241 :

C'est avec les rayonnements dont l'énergie est proche de 30 KeV que la discrimination est la meilleure entre os et tissus mous (WEST (71)).

L'iode 125 qui a une énergie très proche de cette valeur est donc un isotope de choix, mais en raison de sa faible énergie, il est rapidement absorbé et ne peut être utilisé pour des os importants.

L'Amerícium 241 en dépit d'une discrimination moins bonne représente le meilleur élément pour les mesures où l'épaisseur est comprise entre 5 et 30 cm (WEST (71)).

Notre étude portant sur le fémur, l'Amerícium 241 s'imposait. De plus, sa longue période évite tout calcul de décroissance de l'activité.

b) Activité de 100 millicuries :

Il fallait également que la quantité de photons transmis fut suffisante pour une bonne détection. La source de 100 millicuries utilisée représentait le maximum d'activité volumique que nous puissions obtenir au moment et qui assurait, tissus interposés un

minimum de 500 coups par seconde sur le cristal du détecteur.

B) LES COLLIMATEURS :

Nous avons utilisé une double collimation en plomb. Le cristal du détecteur étant nu pendant la mesure.

1) Collimation de la source :

La source était enfermée dans un container en plomb conçu pour permettre, outre la radio-protection, la collimation.

Il s'agit d'un cylindre de 10 cm de hauteur et de 5 cm de diamètre, percé en son centre et sur toute sa hauteur, d'une fenêtre rectangulaire de 8 mm sur 2.

2) Collimation du détecteur :

Le collimateur du détecteur devait, en raison de la nature même de ce détecteur (caméra à scintillation), être mobile.

Il s'agissait d'un cylindre de plomb de 10 cm de diamètre et de 4,7 cm de hauteur, percé d'une fenêtre rectangulaire de 16 mm sur 4.

Les deux collimateurs sont solidarisés par un double bras et rigoureusement axés l'un par rapport à l'autre. La distance séparant l'extrémité supérieure du collimateur de la source de l'extrémité inférieure de celui du détecteur est fixe : 17 cm.

C) LE SYSTEME CINETIQUE :

Dans notre expérimentation, os et détecteur sont fixes, c'est donc l'ensemble source et collimateurs qui se déplace selon un axe perpendiculaire au grand axe

de l'os et parallèle au système d'égalisation des parties molles.

Le déplacement est assuré par un moteur synchrone avec une vitesse fixe de 0,4 mm/seconde. La mesure durant 112 secondes, le déplacement total est de 45 mn.

D) LE SYSTEME D'EGALISATION DES PARTIES MOLLES :

Il consiste en 2 plaques de perspex de 1 cm d'épaisseur et d'écartement variable, mais parallèle, entre lesquelles on glisse le membre à mesurer et que l'on resserre (modérément) afin d'égaliser les parties molles.

Pour toutes les mesures, cet écartement a été de 12 cm (ce qui, pour le fémur au 1/4 inférieur n'a posé de problèmes que pour les sujets obèses ou maigres, nous y reviendrons).

Cet ensemble est comme le système cinétique réglable en hauteur.

Son épaisseur totale étant de 14 cm (2 cm de plaques + 12 cm de tissus), la plaque inférieure est à 2 cm de l'extrémité supérieure de l'ensemble source-collimateur et la plaque supérieure à 1 cm de l'extrémité inférieure du collimateur du détecteur.

E) LE DETECTEUR :

est une gamma-caméra à scintillation (scinticaméra V de Nuclear Enterprises).

Son temps mort est de 6 microsecondes.

Le spectromètre est réglé, pour la mesure, sur l'énergie de la radiation gamma de l'americium 241,

la fenêtre est de 20 KeV, le centrage du pic se fait de façon automatique.

L'homogénéité de sa réponse est assurée par son réglage propre effectué régulièrement, mais aussi par l'introduction d'une matrice de correction (prise à partir d'une source d'americium) dans la mémoire de l'ordinateur qui assure la correction automatique lors de la restitution des mesures.

Pour la mesure, le cristal était nu.

En raison de la configuration de notre caméra, la distance cristal-plaque supérieure de perspex était de 16,5 cm et cristal-partie supérieure du collimateur du détecteur de 10,8 cm et ne pouvait être inférieure.

F) LE SYSTEME DE TRAITEMENT DES INFORMATIONS :

1) Composition-caractéristiques :

Il se compose d'

- une unité centrale TELEMECANIQUE T. 1 600 de 16 K-mots de 16 bits (portée depuis à 32 K-mots).
- une unité de disque CONTROL DATA 9 425 de 5 millions d'octets dont 2,5 millions sur disque fixe servant de support au software d'application et de fichier d'acquisition et de 2,5 millions d'octets sur disque cartouche constituant la mémoire de masse.
- une imprimante électrostatique VERSATEC.
- un interface gamma-caméra-calculateur TRINDEL.
- une console de visualisation TEKTRONIK T 4 010

servant d'organe de dialogue et de visualisation des images et des courbes.

Le codage des informations est fait par l'interface sur une matrice comprenant $64 \times 64 = 4\,096$ canaux (qui seront bientôt portés à 16 384).

Dans les conditions de l'expérience, la cadence maximale d'acquisition supportée par l'interface est de 75 kilohertz, soit un temps mort de 13,5 microsecondes.

L'ensemble gamma-caméra-calculateur avait un temps mort mesuré de 16 microsecondes.

2) Fonctionnement :

Deux processeurs sont utilisés : A C G A. et T R I M.

A C G A. sert à lancer l'acquisition et constitue le moyen de dialogue avec l'ordinateur, celui-ci posant des questions auxquelles l'utilisateur doit répondre. Cette procédure permet de fournir des informations telles que : identification du malade, de l'examen, étude dynamique.....

En fin de questionnaire, le système se met en attente de l'ordre de départ de l'acquisition qui est donné par l'opérateur.

L'acquisition terminée, le processeur va constituer un fichier de N images qui seront stockées sur la cartouche-disque et enchaîne automatiquement sur le processeur T R I M. qui présentera aussitôt l'image-cumul des N images élémentaires. La détermination automatique d'une échelle assure une visualisation correcte de l'image.

Au sein du processeur T R I M., la commande S E L E permet de faire une sélection de zone. La définition du contour peut se faire par la sélection d'au plus 20 segments. La définition ponctuelle de chaque sommet est obtenue par l'intersection de 2 axes qui apparaissent sur l'écran et que l'on déplace par une commande manuelle ("Joy-stick"). La validation de chacun des sommets étant faite par l'intermédiaire d'une touche du clavier

de la visualisatrice.

Une fois le contour sélectionné et validé, il y a enchaînement automatique sur le programme D Y N A qui, pour chaque image élémentaire, va calculer le nombre d'informations recueillies à l'intérieur de la zone définie et présenter les résultats sous la forme d'une courbe avec en abscisse les images (correspondant au temps et dans l'expérience au déplacement), et en ordonnée l'activité de chaque image élémentaire de la zone sélectionnée.

La courbe obtenue peut être lissée à 3, 5, 7 points. Ce lissage consiste à remplacer chaque point de la courbe origine par la moyenne des 3, 5 ou 7 points centrés sur le point considéré.

Par la commande I V E R, un document papier est obtenu sur l'imprimante électrostatique.

II - LIEU DE LA MESURE :

Il est généralement admis qu'une déminéralisation débute toujours en touchant les os spongieux. Le corps vertébral est un site privilégié comme l'ont démontré les études corrélatives radio-cliniques. En raison de l'importance des tissus mous qui entourent la vertèbre, celle-ci n'est pas accessible aux méthodes densitométriques classiques.

L'étude de l'os spongieux s'est donc faite préférentiellement, soit à l'extrémité inférieure du fémur selon une ligne intercondylienne (15, 64, 67, 68, 71, 72, 73, 74, 76), soit au calcaneum (55, 56, 62).

Pour ce qui est de l'os cortical, de nombreuses études ont également été faites sur les phalanges (58, 65, 75), le radius (62, 75), le fémur (62, 71...).

Nous avons choisi l'union des 3/4 supérieurs du fémur avec le 1/4 inférieur du côté gauche.

A) LE FEMUR :

C'est l'os le plus lourd du corps. Son poids et sa minéralisation sont en corrélation élevée avec le poids et la minéralisation du squelette total (TROTTER (80), BAKER (81)). De ce fait, son étude est le témoin de cette minéralisation.

B) A L'UNION 3/4 SUPERIEUR - 1/4 INFERIEUR :

A ce niveau, l'os est essentiellement cortical et sa forme est intéressante car elle est assez proche d'une couronne ce qui facilite nos calculs mathématiques. De plus, à ce niveau, les parties molles (et particulièrement le tissu graisseux) n'ont pas encore une importance trop grande.

C) LE REPERAGE :

Il a été uniquement anatomique en recherchant l'extrémité supérieure du grand trochanter et l'interligne fémoro-péronier et en effectuant la mesure à l'union des 3/4 supérieurs et du 1/4 inférieur de cet espace.

Ce mode de repérage entraîne une imprécision certaine, mais modérée, et l'expression de nos résultats étant relative, cette imprécision perd son importance.

III - THEORIE :

A) THEORIE DE L'ATTENUATION :

Un faisceau étroit de photons monoénergéti-

ques traversant un corps, subit une atténuation exponentielle telle que :

I_0 étant le nombre de photons incidents

I le nombre de photons transmis

α l'épaisseur du corps traversé exprimée en $\text{g} \cdot \text{cm}^{-2}$

μ le coefficient d'atténuation linéaire du corps d'épaisseur , en cm^{-1}

ρ la masse volumique de ce corps en $\text{g} \cdot \text{cm}^{-3}$

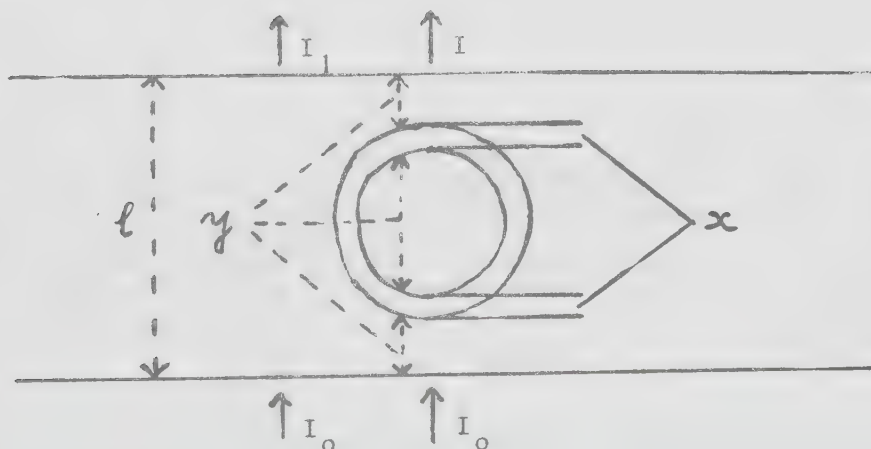
l'on ait

$$I = I_0 e^{-\left(\frac{\mu}{\rho} \alpha\right)}$$

Dans le cas d'un os d'épaisseur x , entouré de tissus mous d'épaisseur y , système à deux composants, on peut écrire

$$I = I_0 e^{-\left(\frac{\mu_o}{\rho_o} \cdot x + \frac{\mu_y}{\rho_y} \cdot y\right)}$$

-1-



Au niveau des tissus mous, sans os, l'épaisseur est 1 (en cm.).

Cette épaisseur peut s'exprimer au niveau des tissus mous et de l'os, en raison des unités des différents facteurs :

$$I = \frac{\alpha}{\rho \alpha} + \frac{y}{\rho y}$$

d'où l'on tire :

$$\frac{y}{\rho y} = l - \frac{\alpha}{\rho \alpha} \quad -2-$$

L'équation -1- peut s'écrire :

$$\ln \frac{I_0}{I} = \frac{\nu \alpha}{\rho \alpha} \alpha + \frac{\nu y}{\rho y} \cdot y \quad -3-$$

Les équations -2- et -3- donnent :

$$\ln \frac{I_0}{I} = \frac{\nu \alpha}{\rho \alpha} \cdot \alpha + \nu y \left(l - \frac{\alpha}{\rho \alpha} \right) \quad \text{ou}$$

$$\ln \frac{I_0}{I} = \frac{\nu \alpha}{\rho \alpha} \cdot \alpha + \nu y l - \frac{\nu y \cdot \alpha}{\rho \alpha} \quad \text{et}$$

$$\ln \frac{I_0}{I} - \nu y \cdot l = \alpha \left(\frac{\nu \alpha}{\rho \alpha} - \frac{\nu y}{\rho y} \right)$$

d'où l'on tire

$$\alpha \frac{\ln \frac{I_0}{I} - \nu y \cdot l}{\frac{\nu \alpha}{\rho \alpha} - \frac{\nu y}{\rho \alpha}} = \frac{\ln \frac{I_0}{I} - \nu y \cdot l}{\nu \alpha - \nu y} \cdot \rho \alpha \quad -4-$$

Si l'on considère le schéma précédent, au

niveau des tissus mous, l'on a

$$I_1 = I_0 e^{-\mu_y \cdot l} \text{ ou } \ln \frac{I_0}{I_1} = \mu_y \cdot l - 5-$$

Les équations -4- et -5- donnent :

$$\alpha = \frac{\ln \frac{I_0}{I} - \ln \frac{I_0}{I_1}}{\mu_\alpha - \mu_y} \cdot f \alpha$$

qui peut s'écrire

$$\alpha = \frac{\ln \frac{I_1}{I}}{\mu_\alpha - \mu_y} \cdot f \alpha \quad -6-$$

où α est exprimé en g.cm^{-2} .

B) ETUDE DES DONNEES DE LA LITTERATURE :

1) CAMERON et SORENSON (62)

ont défini un mode d'expression des résultats pris pour référence par la plupart des auteurs.

Ils représentent semi-logarithmiquement la courbe de variation du flux transmis en fonction du déplacement sur l'os.

L'aire délimitée par cette courbe et la ligne de base d'absorption des tissus mous représente l'intégrale de l'absorption due à l'os; elle est proportionnelle à la masse osseuse, c'est-à-dire à la quantité de minéraux et est appelée

"index osseux"

et exprimée en g.cm^{-1} .



Ce paramètre ne détermine pas la masse de minéraux contenue dans l'os, mais lui est simplement proportionnel. De plus, il ne permet pas de comparaison précise entre divers sujets, un résultat élevé, par exemple, pouvant être dû à :

- un os à forte densité
- une corticale épaisse
- un diamètre osseux important.

Certains auteurs ont rapporté l'index osseux à une unité de diamètre osseux.

WEST (71) étudiant l'extrémité inférieure du fémur (considérée comme une couronne), a calculé une "densité osseuse effective" égale au rapport de l'index osseux sur la surface de section de l'os (de diamètre d) :

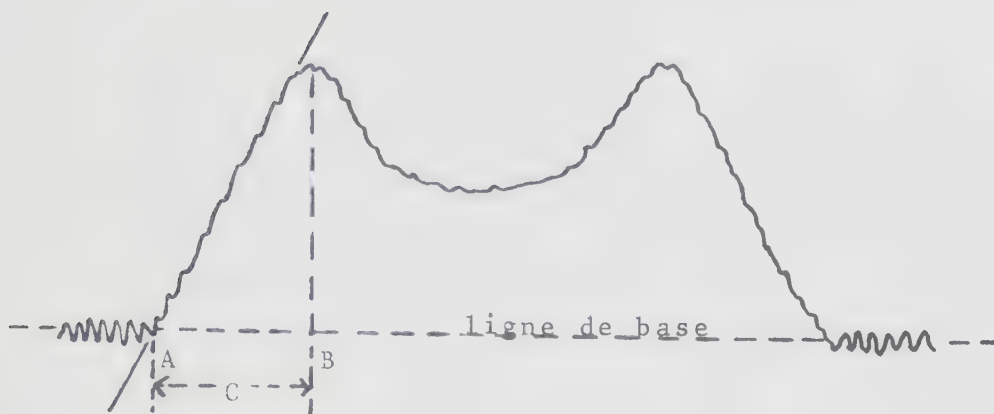
$$\text{densité osseuse effective} = \frac{\text{index osseux}}{\pi \left(\frac{d}{2}\right)^2}$$

Le paramètre le plus intéressant étudié par cet auteur est la "densité de la corticale" : rapport de l'index osseux à la surface de la corticale (d'épaisseur C)

$$\text{densité de la corticale} = \frac{\text{index osseux}}{\pi (d - c) c}$$

Ce mode d'expression des résultats tient compte de l'importance de la corticale et permet donc une étude comparative entre sujets.

Mais il impose la détermination de l'épaisseur corticale C qui se fait à partir de la courbe



La ligne de base s'obtient en prenant la valeur moyenne de I_1 .

Le point A est le point de rencontre de cette ligne de base avec la droite prolongeant la partie ascendante de la courbe, ou passant par le point d'inflexion de ce segment ascendant de la courbe.

Le point B est le point de rencontre de la ligne de base avec la perpendiculaire abaissée sur cette ligne de base à partir du sommet de la courbe.

La distance A B représente l'épaisseur corticale et la valeur retenue est la moyenne des deux côtés.

Les résultats obtenus par cette méthode sont précis, à condition que la collimation du rayonnement soit fine, que la vitesse de balayage soit lente et que le calculeur ait un temps de réponse court (WEST (71)).

2) Une expression différente des résultats

peut s'obtenir à partir de la même courbe en utilisant l'équation -6-

$$\alpha = \frac{\ln \frac{I_1}{I}}{\mu \alpha - \mu y} \cdot \rho \alpha$$

Le coefficient d'atténuation linéaire $\mu \alpha$ et la densité $\rho \alpha$ sont exprimés à partir de standards (par exemple : poudre d'hydroxyapatite), le coefficient d'atténuation linéaire μy étant, soit donné par une valeur standard, soit calculé pour chaque sujet à partir de l'équation -5- qui peut s'écrire :

$$\mu y = \frac{1}{l} \cdot \ln \frac{I_0}{I_1} \quad -7-$$

Le rapport $\ln \frac{I_1}{I}$ est déterminé chez tous les sujets au même point (maximum ou minimum de la courbe par exemple).

On obtient ainsi une épaisseur équivalente en g.cm^{-2} (qui a les mêmes inconvénients que l'index osseux).

C) APPLICATION A NOTRE EXPERIMENTATION :

Lorsque les premières mesures de notre expérimentation ont été effectuées, l'ordinateur n'avait pas la possibilité d'exprimer les résultats selon une échelle logarithmique, ce qui aurait imposé une transcription manuelle point par point pour chaque courbe, si nous avions voulu déterminer un index osseux comparable à celui de CAMERON et SORENSON.

Nous avons donc étudié :

1) Le diamètre osseux et l'épaisseur corticale :

La détermination de ces deux paramètres s'est faite à partir de la courbe selon la méthode proposée par WEST.

Nous avons vérifié la précision de cette méthode en

pratiquant des mesures répétées de corps de forme, de natures diverses (cube, tube, échelle d'aluminium et tubes de teflon) et de dimensions connues se rapprochant des dimensions fémorales.

L'erreur maximale a été de 1,2 % pour une seule des mesures et est restée inférieure à 1 % pour toutes les autres.

2) Le coefficient d'atténuation linéaire des tissus mous μ_y

à partir de l'équation -7-

$$\mu_y = \frac{1}{l} \ln \frac{I_0}{I_1}$$

3) Le coefficient d'atténuation linéaire du tissu osseux μ_x

Au milieu de l'os, l'épaisseur de tissu osseux traversé est égale à deux fois l'épaisseur corticale C.

Sur la courbe d'absorption, le flux transmis appelé conventionnellement I_m passe par un maximum et l'équation -6- peut s'écrire :

$$\alpha_m = \frac{\ln \frac{I_1}{I_m}}{\mu_x - \mu_y} \cdot \varphi_x$$

α_m étant une épaisseur équivalente de tissus osseux exprimée en g.cm^{-2}

$$\frac{\alpha_m}{\varphi_x} = \frac{\ln \frac{I_1}{I_m}}{\mu_x - \mu_y}$$

$\frac{\alpha_m}{\varphi_x}$ représente l'épaisseur corticale, en cm, traversée au milieu de l'os soit 2 c. et

$$2c = \frac{\ln \frac{I_1}{I_m}}{\mu_\alpha - \mu_y}$$

d'où l'on tire

$$\mu_\alpha = \frac{\ln \frac{I_1}{I_m}}{2c} + \mu_y$$

I_1 , I_m , c et μ_y sont connus; μ_α est exprimé en cm^{-1} .

IV - LA MESURE :

A) DEROULEMENT :

La mesure s'est faite pour tous les sujets dans des conditions rigoureusement identiques.

1) Acquisition des informations :

L'ensemble de cette phase dure environ 7 minutes

- fixation du seuil du spectromètre de la gamma-caméra sur 60 KeV.
- réglage de l'activité recueillie telle que les systèmes de collimation et d'égalisation des parties molles étant en place, le détecteur recueille 10 000 coups par seconde ± 100 .
- repérage du lieu de la mesure sur le fémur gauche du sujet.
- introduction de la cuisse gauche entre les plaques de perspex et égalisation des parties molles par serrage jusqu'à une épaisseur constante de 12 cm, le sujet étant assis dans un fauteuil à dossier incliné, cuisse gauche horizontale.

- centrage de l'os et de la source par rapport au détecteur pour que toutes les mesures se fassent au centre du cristal.
- réglage de la distance source-tissus à mesurer et cristal-tissus à mesurer.
- vérification au niveau à bulle de l'horizontalité du détecteur, du système d'égalisation des parties molles, du système source-collimateurs.
- réglage du système cinétique pour que la source (protégée pendant toutes les manoeuvres) se trouve à la partie interne de la cuisse sur les parties molles (toutes les mesures ont été effectuées de l'intérieur vers l'extérieur).
- activation de l'ordinateur et introduction des données :
 - .. nom et prénom du malade,
 - .. date de l'examen,
 - .. os et isotope choisis,
 - .. mesure dynamique,
 - .. matrice de correction choisie,
 - .. nombre d'images élémentaires (75 pour la mesure),
 - .. durée de recueil d'une image élémentaire (1,5 seconde).
- le cache empêchant l'émission du faisceau collimaté étant enlevé, mise en route du système cinétique et, dès vérification de l'activité en tissus mous, mise en route de l'acquisition (112,5 secondes).

2) Traitement des informations :

L'image cumul des images élémentaires se reforme automatiquement sur l'écran de la console de visualisation sous la forme d'une image allongée (figure 2).

On pratique alors une double sélection de zone

Zone 1 : elle englobe toute l'image, soit

FIGURE 2
- 46 -

7 canaux en largeur sur 14 à 16 en longueur.

Zone 2 : elle correspond à une zone d'activité intense soit 5 canaux de largeur sur 14 à 16 de longueur. Ces 5 canaux représentent sur le détecteur 21,1 mm.

L'ordinateur calcule l'activité de chaque image élémentaire dans ces zones et la restitue sous forme de 2 courbes $Z A_1$ et $Z A_2$ (figure 3), qui sont lissées à 3 points (figure 4) et sur lesquelles il est facile de déterminer les activités (1 unité = 32 coups/seconde) et les distances (1 unité = 0,6 mm).

B) CRITERES DE QUALITE - CRITIQUES :

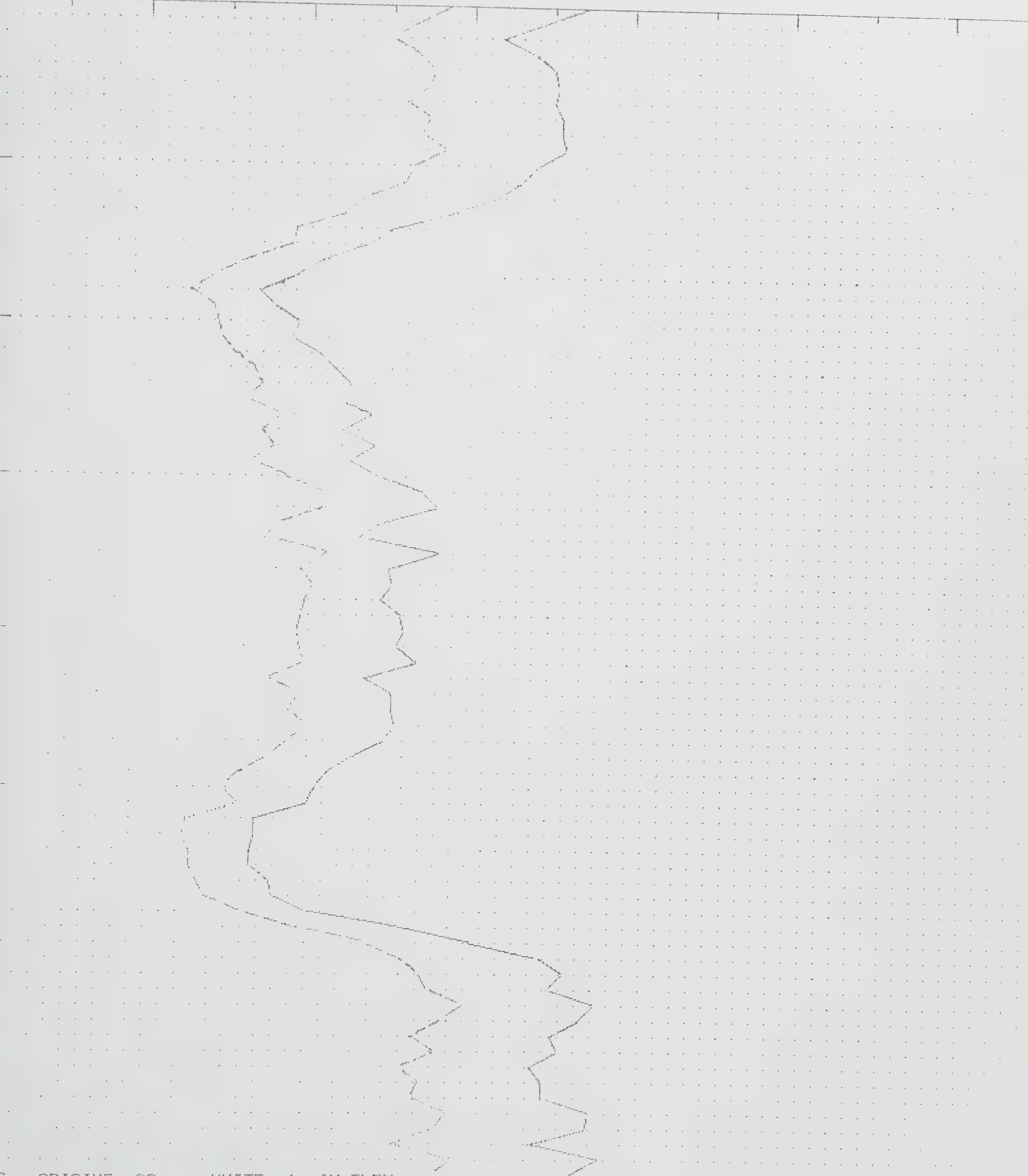
Cette expérimentation a été dominée par la nécessité de compromis liés aux impératifs techniques des appareils dont nous disposions.

I) Source-système de collimation :

La source émet un faisceau collimaté légèrement conique divergeant. Il aurait été souhaitable que le collimateur du détecteur ait les mêmes dimensions que celui de la source; nous l'avons fait de dimensions doubles pour qu'il recueille plus d'activité (sans dépasser les limites du flux direct de la source) afin d'avoir l'activité minimum la plus importante, acceptant toutefois d'augmenter le phénomène de pénombre.

Il serait utile de disposer d'une source d'activité plus importante pour pouvoir mieux collimater.

EGRALE ZONE I POUR 1 SE . UNITE: 32 COUPS



S . ORIGINE: 22 . UNITE: 1 IM.ELEM.

FIGURE 3

GRALE ZONE I POUR 1 SE . UNITE: 32 COUPS

. ORIGINE: 22 . UNITE: 1 IM.ELEM.

FIGURE 4

2) Système_cinétique :

La vitesse a été choisie à 0,4 mm/s en raison de la nécessité d'un balayage suffisant de l'os et des tissus mous soit 4,5 cm et de la capacité de représentation graphique de la courbe par l'ordinateur limitée au moment de l'expérience à 75 images. Avec une telle vitesse, chaque image correspondait à un déplacement de 0,6 mm de la source. Signalons que la largeur de balayage de 45 mm qui nous était imposée, est un minimum au-dessous duquel la détermination de la valeur moyenne du rayonnement transmis en tissus mous deviendrait aléatoire. Elle sera portée à 70 mm dans les prochaines mesures. De plus, un système permettant de faire varier la vitesse de déplacement est prévu dans le montage définitif.

3) Système_d'égalisation_des_parties_molles :

Le système a entraîné quelques difficultés pour les sujets obèses ou très maigres (la mesure n'a pu être effectuée chez un malade pesant 105 Kg devant l'impossibilité de réduire la zone mesurée à 12 cm d'épaisseur).

Il nous semble indispensable pour les prochaines mesures d'interposer un équivalent-tissu d'épaisseur variable, comme le fait la majorité des auteurs, pour assurer une égalisation de bonne qualité.

4) Le_détecteur :

La réponse de la caméra est linéaire dans les domaines d'utilisation de la mesure (800 à 10 000 coups par seconde).

Son défaut d'homogénéité (en partie compensé par la matrice de correction) a été mesuré. Il est au niveau de l'expérience de $\pm 2\%$ (Figure 5).

En fait, c'est l'homogénéité de l'ensemble source-détecteur qui est ainsi mesurée. Or, l'émission d'un rayon-

DETIC 81
1950802
C1.L1.G1.S.B11.TMA 110.50 :RLINALINT
Z111.
INT.Z11 UNI=300 C. 14.807.40 C.

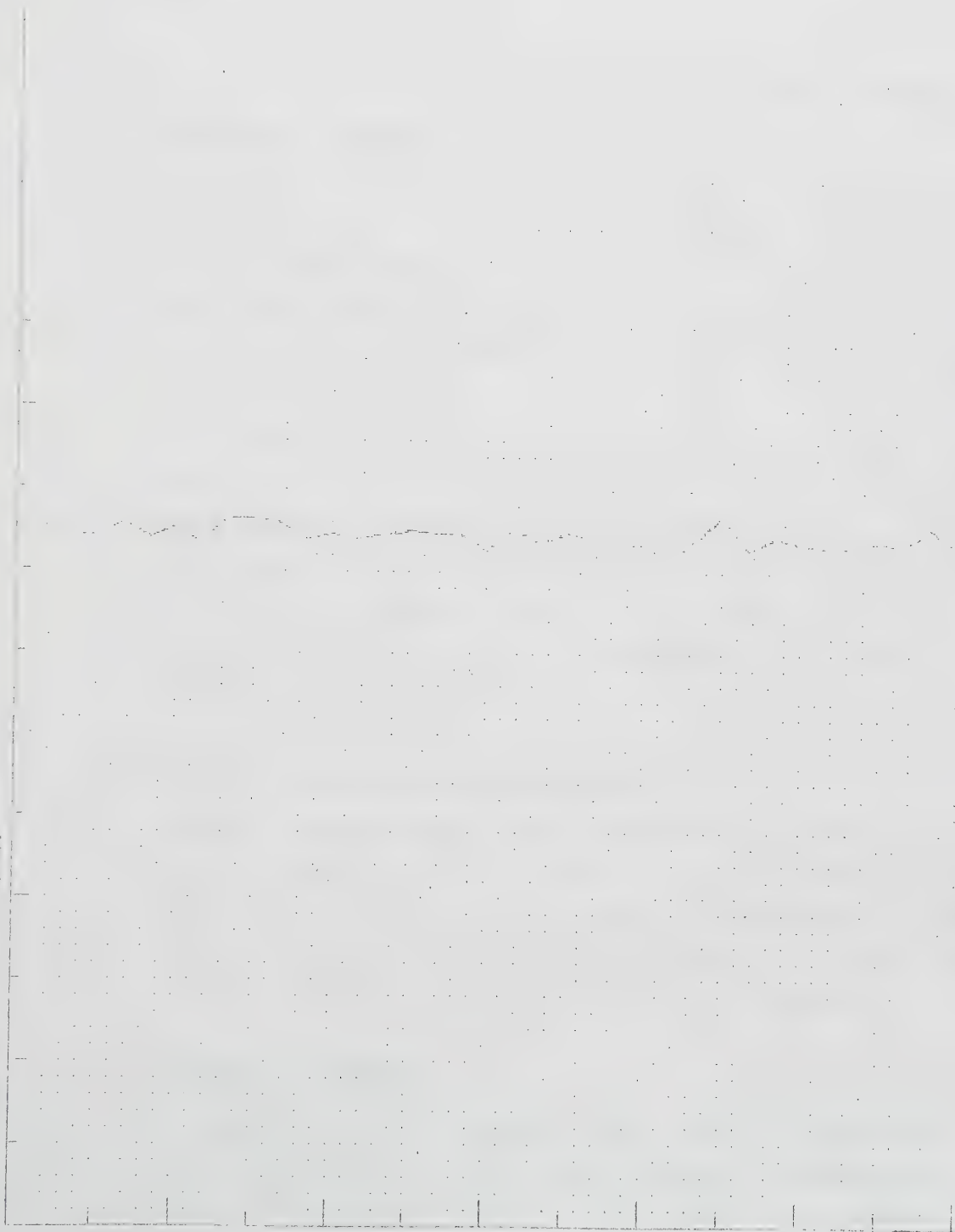


FIGURE 5

nement gamma par une source est un phénomène statistique. Pour un écart-type, la variation est, au niveau de l'expérience, de 1 %. Le défaut d'homogénéité mesuré peut pratiquement être celui de la variation statistique de l'émission photonique.

Quant au bruit de fond, nous verrons qu'il peut être négligé.

5) Le système de traitement des informations :

a) Durée de l'image élémentaire :

Nous étions limités pendant l'expérimentation par l'impossibilité d'avoir une représentation graphique de la courbe dépassant 75 points lors des études dynamiques, avec pour corollaire un compromis entre la vitesse de déplacement de la source et le temps de chaque mesure.

Ce "verrou" a maintenant sauté et nous pouvons représenter plus de 300 points, ce qui ne nous contraint plus dans le choix de la vitesse de balayage ou de la durée de l'image élémentaire. Toutefois, toute diminution de ce temps passe par une augmentation de l'activité de la source afin de maintenir un comptage suffisant sur le détecteur.

b) Surface de la zone sélectionnée :

La zone sélectionnée pour la mesure représentait 5 canaux de large, soit 21,1 mm sur le détecteur, ce qui dépasse les 16 mm du collimateur du détecteur. Elle correspondait à une largeur de zone d'activité intense que nous avons voulu entièrement recueillir.

c) Le bruit de fond :

Il représente 80 à 120 c/s pour tout le cristal, soit 4 096 canaux sur la matrice de l'ordinateur, or nous ne mesurons l'activité que sur 5 x 16 canaux,

soit 2 % de la surface du détecteur. Le bruit de fond peut être négligé.

6) Mesure du rayonnement incident sur la zone sélectionnée, sans interposition des tissus (I₀)

Cette mesure a été répétée dans les conditions de l'expérience, la valeur de I₀ trouvée est :

$I_0 = 8\,460 \text{ coups } \pm 160$ pour une unité de temps élémentaire, soit 1,5 seconde.

--

- LE DOSSIER CLINIQUE SUR ORDINATEUR -

I - LE DOSSIER CLINIQUE :

Le dossier est conçu pour l'étude des atteintes diffuses de la transparence osseuse. Il dépasse donc l'expérimentation de densitométrie osseuse, mais celle-ci a permis de le tester de façon pratique.

A) CONTENU : (se référer si besoin au dossier complet en annexe).

Nous avons voulu que ce dossier soit pratique et se rapproche d'une observation médicale "classique".

Il a donc été divisé en 7 chapitres :

- identité du malade et des soignants,
- antécédents familiaux et personnels,
- mode de vie,
- signes fonctionnels et physiques actuels,
- examens complémentaires actuels,
- évolution,
- diagnostic.

I) Identité du malade et des soignants :

Ce chapitre correspond à une page identique pour tous les dossiers exploités selon le système DYSDOS où sont notés en clair, outre l'identité complète du malade, son adresse et sa profession, les noms des médecins-traitants de ville et hospitalier, permettant ainsi une meilleure liaison entre eux.

DOSSIER D'HOSPITALISATION
DENSITE OSSEUSE

Nom de la personne remplissant
le dossier :

IDENTITE

jour mois année
1 3 5 8
NEE LE

NOM MARITAL
IO (une lettre par case)

N° SEC. SOC. 30

NOM DE JEUNE FILLE
43

PRENOM
63 80
8
0 2

SERVICE
IO

(Utiliser le code : RIST = 50, PEDIATRIE = 54, NEPHROLOGIE = 60, AUTRE = 90)

jour mois année
12 14 16
DATE D'ENTREE

jour mois année
18 20 22
DATE DE SORTIE :

NOM DU MEDECIN DU SERVICE
24

ADRESSE DU MALADE
44 N° et rue

Dpt VILLE
65 80
8
0 4

NOM DU MEDECIN TRAITANT
IO

ADRESSE DU MEDECIN TRAITANT
N° et rue

Dpt VILLE
30

PROFESSION
46

(Pour toute la suite, sur chaque ligne comportant des petites cases, une réponse et une seule doit être cochée.
Si réponse inconnue, laisser en blanc).

Régime d'Assurance	général ☐ I	Agricole ☐ 2	Volontaire ☐ 3	64
Sexe	Masculin ☐ I	Féminin ☐ 2		65
Situation de famille.	Célib. ☐ I	Marié (e) ☐ 2	Veuf (ve) ☐ 3 Divorcé (e) ☐ 4	66

Taille 67 cm
70 (cocher à D)
Poids kg

2) Antécédents :

a) Familiaux :

Pour les grands-parents, il est possible de faire la distinction d'origine paternelle ou maternelle. Le père et la mère sont étudiés, ainsi que les frères et soeurs et les fils et filles.

Il est précisé pour les collatéraux et descendants leur nombre et leur année de naissance. Leur classement se fait par intérêt clinique et non chronologique.

Il n'était pas possible de détailler ce chapitre et seul l'appareil atteint a été noté. La maladie peut être précisée en clair sur le dossier, mais n'entre pas dans le fichier de l'ordinateur.

Y-a-t'il des soeurs? Non ☐1 Oui ☐2

Nombre de soeurs 37 (cadrer à droite)

36

Année de naissance de la première 39 de la 2ème 42 de la 3ème 45

(Classer de préférence par intérêt décroissant en fonction de leurs antécédents)

ANTECEDENTS:

(48)

	Seulement chez									
	Non	la 1ère	la 2ème	la 3ème	les 1ère et 2ème	les 1ère et 3ème	les 2ème et 3ème	les 3 premières	autres cas	
Maladie osseuse	☐ 1	☐ 2	☐ 3	☐ 4	☐ 5	☐ 6	☐ 7	☐ 8	☐ 9	49
" articulaire	☐ 1	☐ 2	☐ 3	☐ 4	☐ 5	☐ 6	☐ 7	☐ 8	☐ 9	50
" cardiovasculaire	☐ 1	☐ 2	☐ 3	☐ 4	☐ 5	☐ 6	☐ 7	☐ 8	☐ 9	51
Diabète	☐ 1	☐ 2	☐ 3	☐ 4	☐ 5	☐ 6	☐ 7	☐ 8	☐ 9	52
Maladie thyroïdienne	☐ 1	☐ 2	☐ 3	☐ 4	☐ 5	☐ 6	☐ 7	☐ 8	☐ 9	53
" des parathyroïdes	☐ 1	☐ 2	☐ 3	☐ 4	☐ 5	☐ 6	☐ 7	☐ 8	☐ 9	54
" des surrénales	☐ 1	☐ 2	☐ 3	☐ 4	☐ 5	☐ 6	☐ 7	☐ 8	☐ 9	55
" rénale	☐ 1	☐ 2	☐ 3	☐ 4	☐ 5	☐ 6	☐ 7	☐ 8	☐ 9	56
" digestive	☐ 1	☐ 2	☐ 3	☐ 4	☐ 5	☐ 6	☐ 7	☐ 8	☐ 9	57
" neurologique	☐ 1	☐ 2	☐ 3	☐ 4	☐ 5	☐ 6	☐ 7	☐ 8	☐ 9	58
" hématologique	☐ 1	☐ 2	☐ 3	☐ 4	☐ 5	☐ 6	☐ 7	☐ 8	☐ 9	59
Cancer	☐ 1	☐ 2	☐ 3	☐ 4	☐ 5	☐ 6	☐ 7	☐ 8	☐ 9	60

b) Personnels :

Ce chapitre comprend les maladies antérieures et les traitements reçus en étudiant tout particulièrement ce qui pourrait influencer sur le métabolisme osseux.

* maladies antérieures

l'ancienneté des troubles est précisée à dater de leur début selon la séquence : moins de six mois, 6 à 12 mois, plus de 12 mois.

-- osseuse

pour l'os, l'ancienneté de l'atteinte est notée de façon particulière : moins d'un mois, 1 à 3 mois, plus de 3 mois, ceci dans l'éventualité d'une étude sur l'ostéoporose post-fracturaire.

055

Osseux

Troubles de croissance	Non ☐ 1	Depuis -de 6 mois ☐ 2	Depuis 6 à 12 mois ☐ 3	depuis plus d'un an ☐ 4	
Fractures	Non ☐ 1	Oui ☐ 2			
du rachis	Non ☐ 1	Depuis -d'un mois ☐ 2	1 à 3 mois ☐ 3	Depuis plus 3 mois ☐ 4	
du thorax	Non ☐ 1	" ☐ 2	" ☐ 3	" ☐ 4	
du membre sup. ^r	Non ☐ 1	" ☐ 2	" ☐ 3	" ☐ 4	
du membre inf. ^r	Non ☐ 1	" ☐ 2	" ☐ 3	" ☐ 4	
bilatérale		Non ☐ 2	Oui ☐ 3		
Touchant					
col fémoral	Non ☐ 1	Oui ☐ 2			
diaphyse f.	Non ☐ 1	Oui ☐ 2			
tibia et					
ou péroné	Non ☐ 1	Oui ☐ 2			
autre loc ^{on}	Non ☐ 1	Oui ☐ 2			
Pour la + récente					
traitement		orthopédique ☐ 2	Chirurgical ☐ 3		
durée de l'im-		24			
mobilisation		Jours (cadrer à droite)			

(11)

12

13

14

15

16

17

18

19

20

21

22

23

-- articulaire

RC	Articulaires	Non ☐ 1	Depuis 6 mois ☐ 2	depuis 6 à 12 mois ☐ 3	Depuis + d'un an ☐ 4	
	topographie de nature		Généralisée ☐ 2	localisée ☐ 3		
	dégénérative	Non ☐ 1	Oui ☐ 2			
	inflammatoire	Non ☐ 1	polyarth.rhumatoïde ☐ 2	Spond.ankyl. ☐ 3	autre ☐ 4	
	infectieuse	Non ☐ 1	Oui ☐ 2			

-- cardiovasculaire

RD	Cardiovasculaires	Non ☐ 1	Congénitaux ☐ 2	Acquis ☐ 3		
	insuff cardiaque	Non ☐ 1	depuis -de 6 mois ☐ 2	depuis 6 mois à 1 an ☐ 3	Depuis + d'un an ☐ 4	
	insuff coronaire	Non ☐ 1	" ☐ 2	" ☐ 3	" ☐ 4	
	artérite	Non ☐ 1	" ☐ 2	" ☐ 3	" ☐ 4	
	autre	Non ☐ 1	" ☐ 2	" ☐ 3	" ☐ 4	

-- endocrinienne

END	Endocriniens					(37)
	thyroïdien	Non ☐ 1	depuis - de 6 mois ☐ 2	depuis 6 mois à 1 an ☐ 3	Depuis + d'un an ☐ 4	38
	type		Hyperthyroïdie ☐ 2	Hypothyroïdie ☐ 3		39
	parathyroïdien	Non ☐ 1	depuis - de 6 mois ☐ 2	depuis 6 mois à 1 an ☐ 3	Depuis + d'un an ☐ 4	40
	type		Hyper ☐ 2	Hypo ☐ 3		41
	Mal de Cushing	Non ☐ 1	depuis - de 6 mois ☐ 2	depuis 6 mois à 1 an ☐ 3	Depuis + d'un an ☐ 4	42
	Gonadique					
	castration	Non ☐ 1	Physiologique ☐ 2	Chirurgicale ☐ 3		43
	Dysplasie	Non ☐ 1	Turner ☐ 2	Klinefelter ☐ 3	autre ☐ 4	44
	Acromégalie	Non ☐ 1	depuis - de 6 mois ☐ 2	depuis 6 mois à 1 an ☐ 3	Depuis + d'un an ☐ 4	45
	Insuff. hypophysaire	Non ☐ 1	depuis - de 6 mois ☐ 2	depuis 6 mois à 1 an ☐ 3	Depuis + d'un an ☐ 4	46

-- rénale

on connaît l'intérêt de l'étude de la densité osseuse chez les malades en hémodialyse.

NA	Rénaux						(10)
	Insuff.rénale chron.	Non ☐ 1	Depuis-de 6 mois ☐ 2	Depuis 6 à 12 mois ☐ 3	Depuis + d'un an ☐ 4		11
	Avec dialyse	Non ☐ 1	Depuis " ☐ 2	" ☐ 3	" ☐ 4		12

-- digestive

toutes les étiologies des malabsorptions ont été étudiées en raison de leur retentissement sur le métabolisme osseux.

GE	Digestifs						(13)
	Ulcus	Non ☐ 1	Depuis-de 6 mois ☐ 2	Depuis 6 à 12 mois ☐ 3	Depuis + d'un an ☐ 4		14
	Localisation	↓	Gastrique ☐ 2	duodénale ☐ 3			15
	Gastrite	Non ☐ 1	Depuis-de 6 mois ☐ 2	Depuis 6 à 12 mois ☐ 3	Depuis + d'un an ☐ 4		16
	Gastrectomie	Non ☐ 1	à la peau ☐ 2	finsterer ☐ 3	autre ☐ 4		17
	Affection du grêle	Non ☐ 1	Depuis-de 6 mois ☐ 2	Depuis 6 à 12 mois ☐ 3	Depuis + d'un an ☐ 4		18
	avec résection du grêle	↓	Non ☐ 2	Oui ☐ 3			19
	Affection colique	Non ☐ 1	Depuis-de 6 mois ☐ 2	Depuis 6 à 12 mois ☐ 3	Depuis + d'un an ☐ 4		20
	avec résection colique	↓	Non ☐ 2	Oui ☐ 3			21
	Hémochromatose	Non ☐ 1	Depuis-de 6 mois ☐ 2	Depuis 6 à 12 mois ☐ 3	Depuis + d'un an ☐ 4		22
	Cirrhose	Non ☐ 1	" ☐ 2	" ☐ 3	" ☐ 4		23
	type	↓	éthylque ☐ 2	autre ☐ 3			24
	Cholecystectomie	Non ☐ 1	Depuis-de 6 mois ☐ 2	Depuis 6 à 12 mois ☐ 3	Depuis + d'un an ☐ 4		25
	Pancréatite	Non ☐ 1	" ☐ 2	" ☐ 3	" ☐ 4		26
	type	↓	aiguë ☐ 2	chronique ☐ 3			27

-- neurologique

UR	Neurologiques						(28)
	poliomyélite	Non ☐ 1	Depuis-de 6 mois ☐ 2	Depuis 6 à 12 mois ☐ 3	Depuis + d'un an ☐ 4		29
	Epilepsie	Non ☐ 1	" ☐ 2	" ☐ 3	" ☐ 4		30
	Hémiplégie	Non ☐ 1	" ☐ 2	" ☐ 3	" ☐ 4		31
	Paraplégie	Non ☐ 1	" ☐ 2	" ☐ 3	" ☐ 4		32

-- hématologique

MA	Hématologiques						(33)
	Anémie	Non ☐ 1	Depuis-de 6 mois ☐ 2	Depuis 6 à 12 mois ☐ 3	Depuis + d'un an ☐ 4		34
	type	↓	Arégénérative ☐ 2	Hémolyse corpuscul. ☐ 3	Hémo. extracorpusc. ☐ 4		35
	Polyglobulie	Non ☐ 1	Depuis-de 6 mois ☐ 2	Depuis 6 à 12 mois ☐ 3	Depuis + d'un an ☐ 4		36
	type	↓	Secondaire ☐ 2	Vaquez ☐ 3			37
	Hémophilie	Non ☐ 1	Oui ☐ 2				38

-- respiratoire

MLM	Pulmonaires						(39)
	Asthme	Non ☐ 1	Depuis-de 6 mois ☐ 2	Depuis 6 à 12 mois ☐ 3	Depuis + d'un an ☐ 4		40
	Enphysème	Non ☐ 1	" ☐ 2	" ☐ 3	" ☐ 4		41
	Bronchite chronique	Non ☐ 1	" ☐ 2	" ☐ 3	" ☐ 4		42
	Insuff. resp. "	Non ☐ 1	" ☐ 2	" ☐ 3	" ☐ 4		43
	Tuberculose	Non ☐ 1	" ☐ 2	" ☐ 3	" ☐ 4		44
	B. B. S.	Non ☐ 1	" ☐ 2	" ☐ 3	" ☐ 4		45

-- sensorielle

pour la détection d'une maladie de type
"Lobstein".

ENS	Sensoriels						(46)
	Cécité	Non ☐ 1	" ☐ 2	" ☐ 3	" ☐ 4		47
	Surdité	Non ☐ 1	" ☐ 2	" ☐ 3	" ☐ 4		48

-- toxicologique

l'intoxication par le fluor et le plomb modifiant le métabolisme osseux.

TOXI	Toxiques						(49)
	Fluor	Non ☐ 1	" ☐ 2	" ☐ 3	" ☐ 4		50
	Plomb	Non ☐ 1	" ☐ 2	" ☐ 3	" ☐ 4		51

-- cancéreuse

Cancer

Localisation :

Rein	Non ☐ 1	Depuis-de 6 mois ☐ 2	Depuis 6 à 12 mois ☐ 3	Depuis + d'un an ☐ 4	
Sein	Non ☐ 1	" ☐ 2	" ☐ 3	" ☐ 4	
Prostate	Non ☐ 1	" ☐ 2	" ☐ 3	" ☐ 4	
Ovaire	Non ☐ 1	" ☐ 2	" ☐ 3	" ☐ 4	
Thyroïde	Non ☐ 1	" ☐ 2	" ☐ 3	" ☐ 4	
Estomac	Non ☐ 1	" ☐ 2	" ☐ 3	" ☐ 4	
Colon	Non ☐ 1	" ☐ 2	" ☐ 3	" ☐ 4	
Pancréas	Non ☐ 1	" ☐ 2	" ☐ 3	" ☐ 4	
Foie	Non ☐ 1	" ☐ 2	" ☐ 3	" ☐ 4	
Poumon	Non ☐ 1	" ☐ 2	" ☐ 3	" ☐ 4	
Kahler	Non ☐ 1	" ☐ 2	" ☐ 3	" ☐ 4	
Leucémie	Non ☐ 1	" ☐ 2	" ☐ 3	" ☐ 4	
type		aigue ☐ 2	myeloïde chron. ☐ 3	Lymphoïde chron. ☐ 4	
Hodgkin	Non ☐ 1	Depuis-de 6 mois ☐ 2	Depuis 6 à 12 mois ☐ 3	Depuis + d'un an ☐ 4	
Autre K	Non ☐ 1	" ☐ 2	" ☐ 3	" ☐ 4	

8

16

★ traitements suivis

Il nous est apparu important de préciser pour chaque traitement : son début (et nous avons découpé le temps en 4 espaces entre 0 et 1 an), sa durée et la dose quotidienne

TS Traitements suivis

Corticoïdes

Non ☐ 1

Commencé il y a

moins de 3 mois ☐ 2

3 à 6 mois ☐ 3

6 mois à 1 an ☐ 4

plus d'un an ☐ 5

Durée du traitement en jours

12

Dose quotidienne en mg

15

(10)

11

les corticoïdes	les oestrogènes
le synacthène	l'extrait thyroïdien
les androgènes	l'insuline
le parathormone	le sel d'alumine
la somathormone	les anticonvulsivants
la thyrocalcitonine	l'héparine
le calcium	le diphosphate
le phosphore	la radiothérapie généralisée
la vitamine D	la radiothérapie localisée
la vitamine C	les antimitotiques.

Dans ce chapitre, nous essayons de mieux connaître, sans ignorer l'imprécision des appréciations portées, le régime alimentaire et l'activité générale du malade.

Mode de vie					()	
S'il s'agit d'un nourrisson						
Allaitement Uniq ^t maternel	☐ 1	Uniquement artificiel	☐ 2	Mixte	☐ 3	11
Si enfant ou adulte						
Consommation moyenne de						
Lait/ jour	Jamais ☐ 1	0,5 l ☐ 2	1 l ☐ 3	1 l ☐ 4	12	
Fromage	Jamais ☐ 1	un jour sur 2 ☐ 2	Quotidien ☐ 3	biquotidien ☐ 4	13	
Beurre	Jamais ☐ 1	très peu ☐ 2	Modérément ☐ 3	beaucoup ☐ 4	14	
Activité						
sédentaire	☐ 1	Sédentaire sportif ☐ 2	Manuel ☐ 3	Manuel de force ☐ 4	15	
				autre ☐ 5		

4) Signes fonctionnels et physiques actuels :

Là encore le dossier a été conduit comme une observation médicale complète, tout en étant limité à un strict maximum nécessaire. Les principaux appareils ont été étudiés.

A Ostéoarticulaires				(17)	
UX Osseux				(18)	
Non	☐ 1	Diffuses	☐ 2	Localisées ☐ 3	(19)
touchant					(21)
racnis	Non ☐ 1	Oui	☐ 2		22
Bassin	Non ☐ 1	Oui	☐ 2		23
Thorax	Non ☐ 1	Oui	☐ 2		24
membres	Non ☐ 1	Oui	☐ 2		25
Déformations	Non ☐ 1	Oui	☐ 2		26
Tuméfactions	Non ☐ 1	Tum. Inflammatoire	☐ 2	Tum. non Inflam. ☐ 3	27
C Articulaires				(28)	
Non	☐ 1	diffuses	☐ 2	Localisées ☐ 3	29
touchant					(30)
racnis	Non ☐ 1	Oui	☐ 2		31
Bassin	Non ☐ 1	Oui	☐ 2		32
Thorax	Non ☐ 1	Oui	☐ 2		33
Membres	Non ☐ 1	Oui	☐ 2		34
Déformations	Non ☐ 1	diffuses	☐ 2	Localisées ☐ 3	35
Inflammatoires	Non ☐ 1	diffuses	☐ 2	Localisées ☐ 3	36
Inflammatoires	Non ☐ 1	Oui	☐ 2		37
D Cardiovasculaires				(38)	
Angor	Non ☐ 1	Oui	☐ 2		39
Souffles organiques					
Systolique	Non ☐ 1	Oui	☐ 2		40
Diastolique	Non ☐ 1	Oui	☐ 2		41
Pouls périphériques				(42)	
radiaux.	perçus ☐ 1	non perçus	☐ 2		43
fémoraux	perçus ☐ 1	non perçus	☐ 2		44
Poplités	perçus ☐ 1	non perçus	☐ 2		45
Pédieuses	perçus ☐ 1	non perçus	☐ 2		46
47 max		49 min		51	
Tension artérielle				Pouls	
				(cadrer à D)	

Pulmonaires

Spnée Non ☐ 1
 Toux Non ☐ 1
 Hippocratisme Non ☐ 1
 Percussion Normal ☐ 1

polypnée ☐
 Oui ☐
 Grasse ☐ 2
 Oui ☐
 Matité ☐ 2

(cadrer 4

Bradypnée ☐ 3
 Sèche ☐ 1
 tympanisme ☐ 3

Auscultation

murmure vesic. Normal ☐ 1
 râles alvéolaires Non ☐ 1
 râles bronchiques Non ☐ 1

Diminue ☐ 2
 Oui ☐ 2
 Oui ☐ 2

EST

Digestifs

Epigastralgies Non ☐ 1
 Diarrhée chron. Non ☐ 1
 Hépatomégalie Non ☐ 1

Ulcéreuses ☐ 2
 graisseuse ☐ 2
 cirrhotique ☐ 2

Gastritiques ☐ 3
 non graisseuse ☐ 3
 cardiaque ☐ 3

d'autre type ☐ 4
 mitotique ☐ 4
 d'autre type ☐ 5

8
 2 6

(10)
 11
 12
 13
 14
 15
 16

Ascite Non ☐ 1
 Circulation collatérale Non ☐ 1
 Ictère Non ☐ 1

Oui ☐ 2
 Oui ☐ 2
 Oui ☐ 2

GEN

App. urogénital

Gros rein Non ☐ 1
 Règles normales ☐ 1
 T. V. normal ☐ 1
 Prostate normale ☐ 1

Unilatéral ☐ 2
 Menometrorragies ☐ 2
 Anormal ☐ 2
 Adénomateuse ☐ 2

Bilatéral ☐ 3
 Metrorragies ☐ 3
 néoplasique ☐ 3

Ménorragies ☐ 4

(17)
 18
 19
 20
 21

ROI

Thyroïde

perçue Non ☐ 1

Homogène ☐ 2

Nodulaire ☐ 3

22

ENO

App spléno ganglionnaire

splénomégalie Non ☐ 1
 Adénopathies Non ☐ 1
 d'aspect

Oui ☐ 2
 unique ☐ 2
 banal ☐ 2

Multiples ☐ 3
 Inflammatoire ☐ 3

mitotique ☐ 4

23
 24
 25
 26

CUR

App neurologique

Déficit moteur Non ☐ 1
 intensité
 touchant

Seul à D ☐ 2
 paralysie ☐ 2
 mbre sup^r seul^t ☐ 2

Seul à G ☐ 3
 paralysie ☐ 3
 mbre inf^r seul^t ☐ 3

D et G ☐ 4
 Mbre sup^r et inf^r ☐ 4

(27)
 28
 29
 30

Troubles du tonus Non ☐ 1
 Troubles des réflexes Non ☐ 1
 Signe de babinski Non ☐ 1

Hypotonie ☐ 2
 Abolition ☐ 2
 Oui ☐ 2

Hypertonie ☐ 3
 R. vifs et polyc. ☐ 3

31
 32
 33

5) Examens complémentaires :

a) Bilan phosphocalcique :

Tous les examens de pratique courante ou possibles au C.H.U. concernant ce métabolisme ont été inclus dans ce chapitre.

Le test aux polypyrophosphates, actuellement beaucoup plus utilisé, remplacera le test au strontium dans le dossier définitif.

Signes biologiques (actuels)

(si un même examen a été répété, choisir le résultat le plus vraisemblable)

Phosphocalciques

Calcémie ¹² mg/100 ml

Phosphorémie ¹⁵ mg/100 ml

phosphatases alcalines ¹⁷ unités

phosphatases acides ²⁰ unités

Calciurie ²² 0 mg/24 h

Calcium fécal ²⁴ mg/24 h

Phosphaturie ²⁷ 0 mg/24 h

Epreuve à la Vitamine D

calciurie inchangée ☐ 1

augmentée ☐ 2

diminuée ☐ 3

Hypercalciurie provoquée

par voie I. V. inchangée ☐ 1

augmentée ☐ 2

diminuée ☐ 3

par voie orale inchangée ☐ 1

augmentée ☐ 2

diminuée ☐ 3

Tes au phytate

calciurie inchangée ☐ 1

diminuée ☐ 2

Test au strontium non pratiqué ☐ 1

pratiqué ☐ 2

b) Autres examens biologiques :

Le bilan possible est assez complet et comporte en particulier une étude des hormones thyroïdiennes, une recherche d'une amino-acidurie ou d'une hydroxyprolinurie.

(35)
8
3 0

(10)

(11)

29

30

31

32

33

Autres résultats biologiques

Numération-formule sanguine

Nombre de G.R ¹³ 00.0 0 0 /mm³

Plaquettes ¹⁸ 0.0 0 0 /mm³

Hemoglobine ²⁰ g / 100 ml

V.S. 1ère heure ²⁴ 2ème heure ²⁷ mm

Nombre de G.B ¹⁵ /mm³

Hématocrite ²² %

3ème heure ³⁰ mm

Ionogramme

Urée sanguine ³⁴ g/l

Sodium ³⁷ meq/l

Chlore ⁴¹ meq/l

Glycémie ⁴⁷ g/l

Transaminases ⁵⁴ unités

S.G.P.T. ⁶⁰ ug 100ml

Per sérique

Potassium ³⁹ meq/l

Protides ⁴⁴ g/l

Amylasémie ⁵⁰ unités

S.G.P.T. ⁵⁷ unités

Saturation de la sidérophylle ⁶³ %

Clearance de la créatinine ¹⁰ ml/mn

Réserve alcaline ¹³ meq/l

Iode sérique ¹⁹ ug/100ml

T3 ²⁵ %

index T7 ³¹

ph ¹⁶

Iode hormonal ²² pg/100ml

T4 ²⁸ pg

Urines

Glycosurie ³⁴ g/24h

Hématies/mn Normal ☐ 1 Anormal ☐ 2

Leucocytes/mm Normal ☐ 1 Anormal ☐ 2

Amino-acidurie Non ☐ 1 Oui ☐ 2

Hydroxyprolinurie Non ☐ 1 Oui ☐ 2

Urée ⁴³ g/24h

Potassium ⁴⁸ meq/24h

Protéinurie ³⁷ g/24h

Sodium ⁴⁵ meq/24h

Chlore ⁵¹ meq/24h

c) Examen radiologique :

Il correspond à une appréciation clinique et ne porte à notre sens que sur la transparence de l'image osseuse.

Examen radiologique actuel

Membre sup ^r	non pratiqué ☐ 1	Normal ☐ 2	Raréfaction ☐ 3	Condensation ☐ 4
Membre inf ^r	non pratiqué ☐ 1	Normal ☐ 2	Raréfaction ☐ 3	Condensation ☐ 4
Wachis	non pratiqué ☐ 1	Normal ☐ 2	Raréfaction ☐ 3	Condensation ☐ 4
Bassin	non pratiqué ☐ 1	Normal ☐ 2	Raréfaction ☐ 3	Condensation ☐ 4
Thorax	non pratiqué ☐ 1	Normal ☐ 2	Raréfaction ☐ 3	Condensation ☐ 4

d) Biopsie osseuse :

C'est un examen de pratique courante et standardisé dans le service de Rhumatologie. L'expression des résultats se fait selon le mode du Rhumatologue anatomo-pathologiste qui pratique l'examen.

CPAV Biopsie osseuse (avant traitement)

Volume osseux normalement calcifié	61 %	Volume ostéoïde partiellement calcifié	63 %
Calcifications aberrantes	65 %	Volume ostéoïde	67 %
V_T = Volume osseux total + cal. aberrantes (somme des 4 nbres précédents)	69 %	V_N = Volume normal d'un sujet correspondant	71 %
$\frac{V_T - V_N \times 100}{V_T}$		signes plus ☐ 1 moins ☐ 2	
valeur 74 %			

e) Mesure de la densité osseuse :

Ce paragraphe appelle 3 remarques :

- l'éventualité d'une mesure par scintigraphie avait été envisagée lors de la rédaction du dossier, mais n'a finalement pas été retenue (et sera donc supprimée).

- par contre, nous avons prévu la possibilité de 4 mesures afin de permettre la répétition de l'examen et le changement de côté étudié.
- dans l'édition définitive du dossier, l'expression des résultats sera modifiée : l'index osseux, la densité osseuse et l'index des tissus mous seront supprimés et remplacés par le coefficient d'atténuation linéaire du tissu osseux et le coefficient d'atténuation linéaire des tissus mous exprimés en cm^{-1} .

1. 1er examen			(10)
Côté	droit ☐ 2	gauche ☐ 3	(11)
Technique	scintigraphie ☐ 2	caméra ☐ 3	12
			13
Diamètre fémoral	14 mm	Epaisseur de la corticale	17 $\frac{1}{10}$ de mm
Index osseux	19 g/cm^2	Densité osseuse	22 g/cm^2
		Index des tissus mous	25 g/cm^2

6) L'évolution :

Ce chapitre est limité à l'étude du métabolisme osseux sur le plan de la clinique et des examens complémentaires.

Toutefois, l'évolution ne se concevant le plus souvent que traitée, le chapitre "traitements suivis" (cf. antécédents) a été repris sous une forme allégée.

Radiothérapie localisée.....	Durée du traitement en jours	49	dose quotidienne en rads	52 0 0	(54)
Signes cliniques		55			
Nb de jours depuis le premier bilan					
Signes :					(58)
Osseux					59
Douleurs très diminuées ☐ 1	Diminuées ☐ 2	inchangées ☐ 3	augmentées ☐ 4		60
Déformation " ☐ 1	" ☐ 2	" ☐ 3	" ☐ 4		61
Tuméfactions " ☐ 1	" ☐ 2	" ☐ 3	" ☐ 4		(62)
Articulaires					63
Douleurs " ☐ 1	" ☐ 2	" ☐ 3	" ☐ 4		64
Déformations " ☐ 1	" ☐ 2	" ☐ 3	" ☐ 4		65
Limitations " ☐ 1	" ☐ 2	" ☐ 3	" ☐ 4		

1. A. 1 Signes radiologiques inchan. ☐ 1

amélioies ☐ 2

très ameliors ☐ 3

1. B. 1 Signes biologiques phosphocalciqnes

Calcémie ¹² mg/100 ml

Phosphatasess ¹⁷ unités
alcalines

Calciurie ²² o,mg/24 h

Phosphaturie ²⁷ o,mg/24 h

phosphorémie ¹⁵ mg/100 ml

phosphatases acides ²⁰ unités

Calcium ²⁴ mg/24 h
fécal

Epreuve à la vitamine D

Calciurie inchangée ☐ 1

augmentée ☐ 2

diminuée ☐ 3

Hypercalciurie provoquée

par I. V. inchangée ☐ 1

augmentée ☐ 2

diminuée ☐ 3

par voie orale inchangée ☐ 1

augmentée ☐ 2

diminuée ☐ 3

Test au Phytate

calciurie inchangée ☐ 1

diminuée ☐ 2

1. B. 2 Biopsie osseuse (après traitement)

Volume osseux ³⁴ %
normalement calcifié

Calcifications aber- ³⁸ %
rantes

VT= Volume osseux total+cal
aber. (somme des 4 nb. ⁴² %
précédents)

Volume ostéoïde ³⁶ %
partiellement calcifié

Volume ostéoïde ⁴⁰ %

VN= Volume normal
d'un sujet cor- ⁴⁴ %
respondant

$\frac{VT - VN}{VN} \times 100$ { Signe plus ☐ 1
Valeur ⁴⁷ %

moins ☐ 2

La possibilité de 4 mesures de densité osseuse persiste à ce niveau, avec la même formulation.

7) Diagnostic :

Ce chapitre comprend, d'une manière aussi complète que possible l'énumération des affections qui peuvent entraîner un trouble diffus de la minéralisation osseuse (dans le sens d'une raréfaction ou d'une condensation).

...	8	7	6
-----	---	---	---

cocher uniquement l'affection au cause parmi
celles énumérées ci-dessous

$$\begin{pmatrix} 1 & 1 \\ 1 & 2 \\ 1 & 3 \end{pmatrix}$$

24

15

16

17

(18)

(18)

(19)

20

21

22

1952 1953

23

24

25

26

(27)

29

30

31

(32)

34

35

B) LA MISE EN FORME :

Après avoir fixé la nature des informations utiles, il a fallu les présenter sous la forme d'un questionnaire permettant de les exploiter sur ordinateur.

Le système de dossiers utilisé est SYSDOS, mis au point au C.H.U. de CAEN (THOUIN (82)).

Il autorise un questionnaire de structure souple pouvant renfermer des informations codées (questions à réponses prédéterminées), mais aussi des variables numériques (résultats des examens de laboratoire par exemple) ou même des expressions en langage clair notées telles quelles (profession du malade par exemple). L'agencement et le nombre des informations à considérer est au libre choix du médecin.

Le remplissage du dossier est assez rapide, car adapté à chaque malade grâce à une structure spéciale permettant de sauter certaines questions dans des conditions déterminées : par exemple, saut des informations pertinentes ou saut des séries de signes négatifs, certaines réponses entraînant automatiquement la valeur "non" pour une séquence d'informations sous-jacentes.

C) L'EXPLOITATION :

Le système présente trois caractéristiques essentielles :

I) Edition des dossiers en langage clair :

Les informations de chaque dossier sont entièrement restituées en langage clair. Au cours de la phase d'implantation du système, une expression de quelques mots est choisie par l'utilisateur pour chacune des réponses possibles aux questions à choix prédéterminé. On fixe aussi le li-

bellé accompagnant les variables numériques (nature et unité utilisée par exemple).

Le cadrage des informations est encore au choix de l'utilisateur. La hiérarchie et la pertinence des idées ont été particulièrement étudiées et reposent sur des procédés spéciaux ("items cachés") qui permettent d'adapter automatiquement la présentation à chaque cas clinique.

A titre indicatif, l'impression d'un dossier de trois pages demande 20 à 40 secondes.

2) Gestion_des_dossiers :

Les dossiers peuvent être triés, rangés ou édités selon un critère quelconque.

3) Etudes_scientifiques :

Des programmes permettent d'obtenir facilement et rapidement les résultats d'investigations telles que : moyenne, écart type, extréma, dénombrement. Des histogrammes et des images de points peuvent être aussi fournis. Ils sont tracés, cadrés et gradués automatiquement par la machine.

D) CRITIQUE :

1) Le_système :

L'originalité et la valeur de ce système SYSDOS viennent du fait que le contenu, la mise en forme et l'exploitation de chaque type de dossier sont entièrement choisis par l'utilisateur.

2) Le_dossier :

Il a un but précis : l'étude des troubles diffus de la transparence osseuse, nous l'avons donc strictement limité à ce but.

Le questionnaire laisse peu de place à la nuance. Pourtant le système permet d'insérer des variables en langage clair. Nous n'avons pas voulu en user car le remplissage deviendrait beaucoup plus lourd. De plus, l'information en langage clair est en fait peu ou pas exploitable sur le plan scientifique.

Notre dossier ne contient que l'essentiel, mais cet essentiel est accessible en quelques minutes pour un malade ou un groupe de malades. C'est cette facilité d'exploitation qui en fait tout l'intérêt.

Ainsi conçu, il ne dispense pas de la rédaction d'une observation médicale classique permettant de noter les détails relatifs à chaque malade particulier. L'évaluation pratique du questionnaire permettra peut-être de le modifier jusqu'à ce qu'il atteigne une forme l'autorisant à représenter presque entièrement l'observation médicale.

II - LE MATERIEL UTILISE :

Les dossiers sont traités sur l'ordinateur du C.H.U. : IRIS 45 de la C.I.I. (mémoire centrale de 96 K-octets, 4 disques de 25 millions d'octets, 4 dérouleurs de bande, 2 imprimantes : 1 200 à 600 lignes/mn, lecteur de cartes : 1 200 cartes/mn).

En fait, les programmes pourraient être utilisés avec une machine bien plus modeste.

Le langage de programmation est le COBOL.

--

- LES SUJETS ETUDIES -

I - CRITERES DU CHOIX :

Les sujets étudiés sont des malades hospitalisés dans le service des maladies des os et des articulations du C.H.U. de CAEN.

En raison de l'organisation des admissions au C.H.U., sont également hospitalisés dans ce service des malades ne présentant aucune pathologie de ce type.

C'est parmi eux qu'a eu lieu le choix dont les critères ont été :

- l'absence d'antécédents familiaux ou personnels évoquant une pathologie osseuse.
- un examen clinique complet normal pour l'appareil ostéo-articulaire.
- la normalité des examens complémentaires.

II - EXAMENS COMPLEMENTAIRES :

Pour chaque sujet ont été effectués :

A) UN BILAN DU METABOLISME PHOSPHOCALCIQUE :

- calcémie : normale : 85 à 110 mg/l.
- phosphorémie : normale : 25 à 40 mg/l.
- phosphatases alcalines : normale : 60 à 170 mU.
- calciurie en régime alimentaire normal : normale : 100 à 180 mg/24 H.

Tous les examens ont été pratiqués par le même biologiste.

B) UNE ETUDE HEMATOLOGIQUE ET BIOCHIMIQUE :

- numération, formule sanguine.
- vitesse de sédimentation.
- protidémie.
- glycémie.
- urée.
- natrémie, kaliurie, chlorémie.

C) UNE RADIOGRAPHIE DU FEMUR GAUCHE :

destinée à affirmer l'intégrité osseuse.

Signalons que la réponse "normal" dans le dossier et pour l'expérience correspondait pour nous à cette intégrité osseuse sans préjuger d'un éventuel aspect d'hypo ou d'hyperminéralisation.

III - SUJETS RETENUS :

54 malades ont été étudiés, mais seuls 44 dossiers répondaient à ces critères.

Ils se répartissent en 29 hommes et 15 femmes, dont l'âge va de 18 à 74 ans, selon une échelle donnée dans les figures 6 et 7.

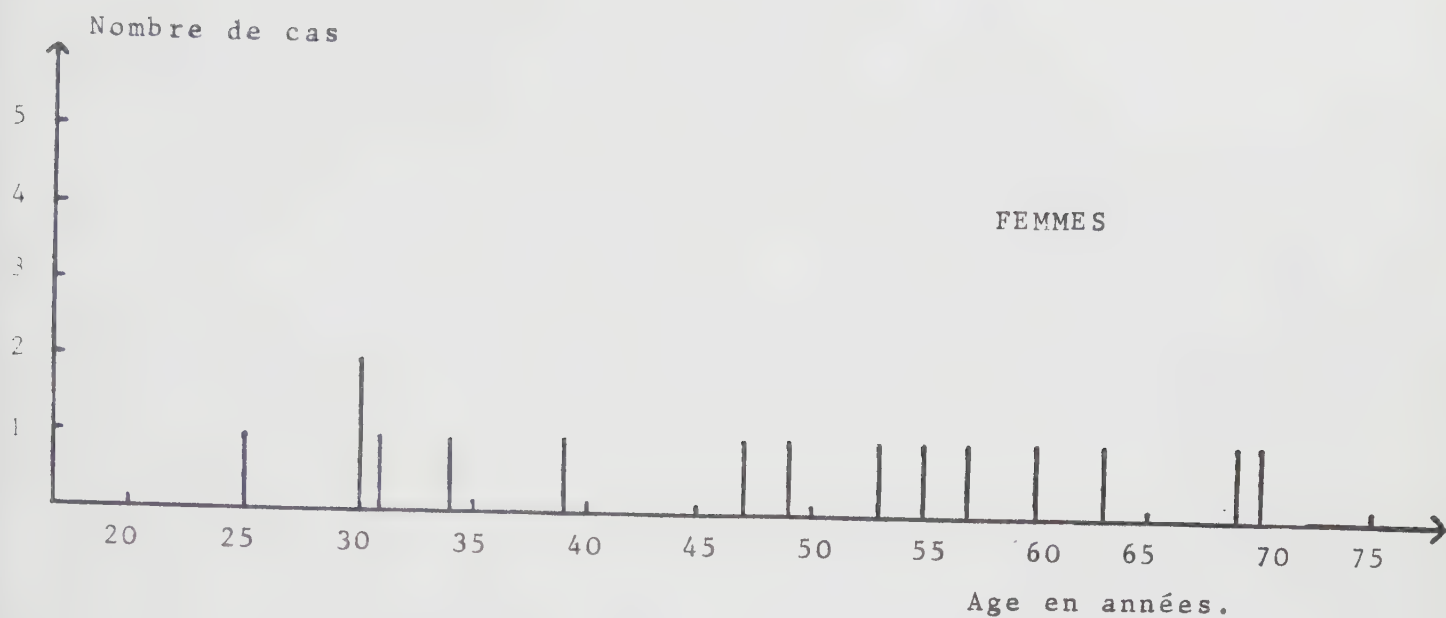


FIGURE 6

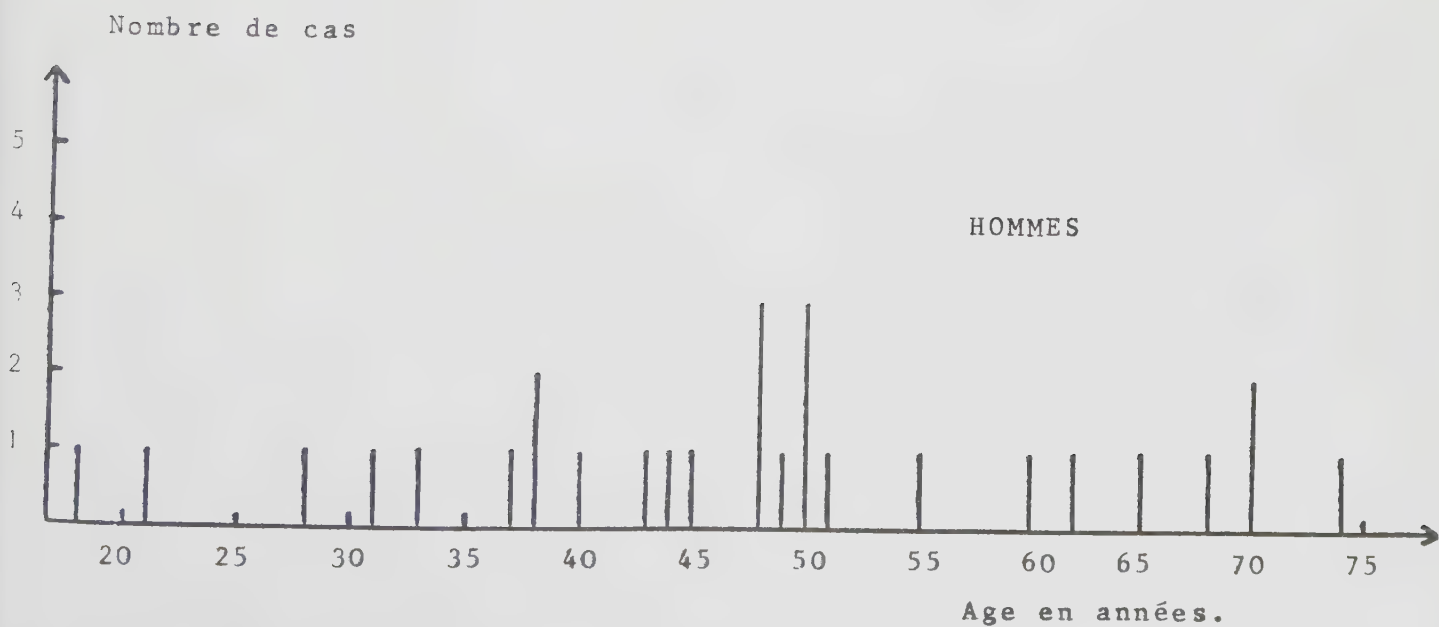


FIGURE 7

R E S U L T A T S

- LA DENSITOMETRIE OSSEUSE -

Cette expérimentation était pour nous une étape préliminaire permettant de tester une méthode de mesure et un ensemble d'appareils dont nous savions que les performances allaient être améliorées à court terme.

Nous avons donc volontairement limité le nombre de sujets étudiés, estimant avoir recueilli suffisamment d'informations pour définir les améliorations nécessaires.

Le faible nombre de cas étudiés, l'importance des erreurs liées à l'imperfection de certains composants du système de mesure alors employés font que les résultats obtenus n'ont pour nous qu'une valeur d'indication et non de référence. Ils n'ont donc pas fait l'objet d'une étude statistique.

Les différents paramètres ont été déterminés à partir de la courbe $Z A_2$ correspondant à la sélection de la zone d'activité maximum au niveau du détecteur.

I - DIAMETRE FEMORAL ET EPAISSEUR CORTICALE

Leur mesure n'a posé aucun problème particulier.

Tous les diamètres fémoraux et toutes les épaisseurs corticales ont été déterminés sur les courbes brutes et lissés à 3 points. Le lissage n'entraîne pas de modification des résultats obtenus, par contre, il existe parfois un glissement de l'ensemble de la courbe sur l'axe des abscisses correspondant au nombre d'images élémentaires et donc au temps. Le glissement n'a aucune conséquence pratique sur la mesure.

Ces paramètres sont déterminés pour le lieu de la mesure. Or, la méthode de repérage de ce lieu, purement anatomique, entraîne d'un sujet à l'autre, et pour un même sujet en cas de mesures répétées après un certain intervalle de temps, une imprécision qui empêche de les considérer isolément pour une étude comparative.

C'est pourquoi nous ne donnerons que les résultats de l'épaisseur corticale qui est utilisée dans la détermination du coefficient d'atténuation linéaire du tissu osseux dans un rapport avec le flux transmis au même niveau (Figures 8 et 9).

II - DETERMINATION DU COEFFICIENT D'ATTENUATION LINEAIRE DES TISSUS MOUS *ny*

La détermination de ce coefficient nécessite la mesure du rayonnement transmis sur la zone sélectionnée sans tissus (I_0) et tissus mous interposés (I_1).

A) DETERMINATION DE LA VALEUR DE I_0 :

Pour assurer une valeur constante à I_0 , nous effectuons avant chaque série de mesure, une vérification de l'activité au niveau du compteur de la gamma-caméra pour lequel une valeur moyenne de 10 000 coups par seconde enregistrée sur le cristal, montage complet, sans tissus interposés, correspondait au niveau du calculateur à une activité I_0 sur la zone sélectionnée de 8 460 coups $\pm$ 160 par image élémentaire (1,5 s).

Nous avons constaté après 4 ou 5 mesures successives une variation de la valeur de I_0 atteignant 7 %. Cette variation est vraisemblablement due à la mauvaise fixation de la source et au déplacement entre les mesures du système cinétique par rapport au détecteur. Ceci impose une modification du système de fixa-

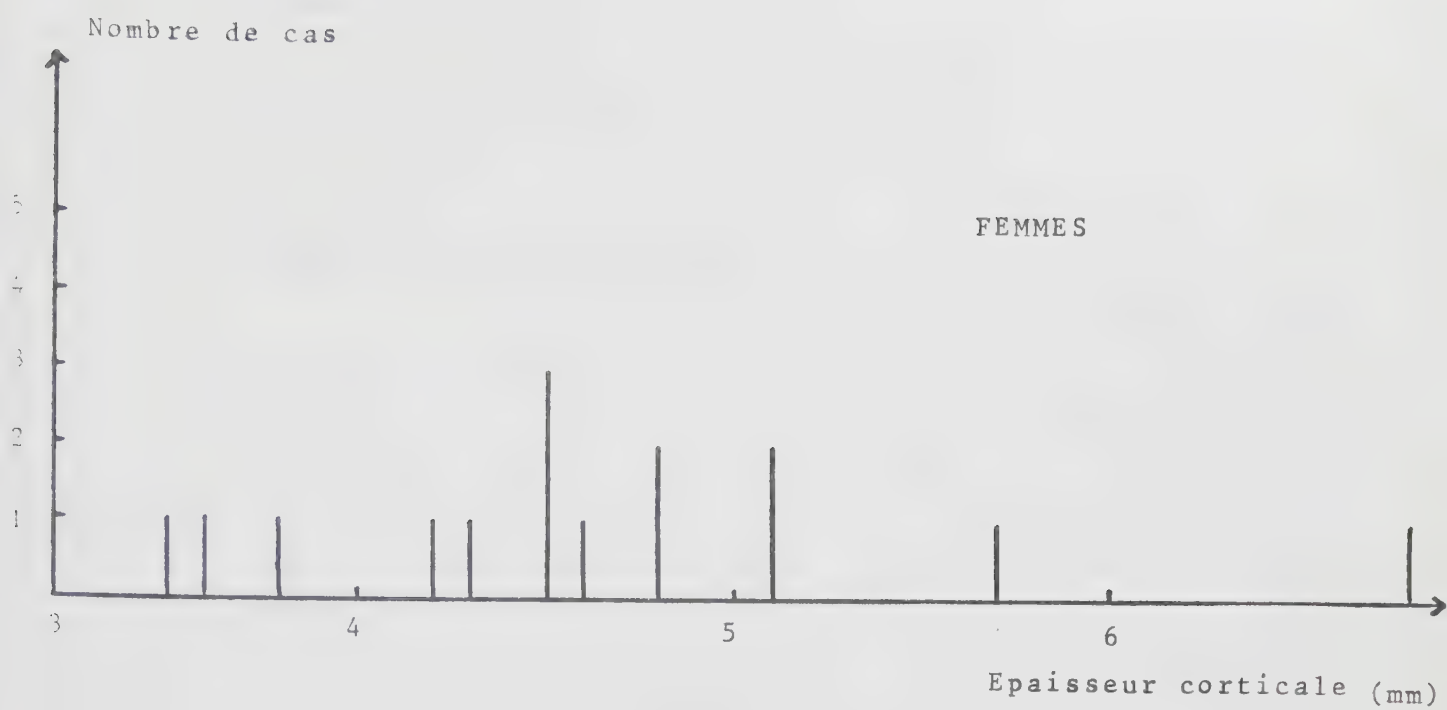


FIGURE 8

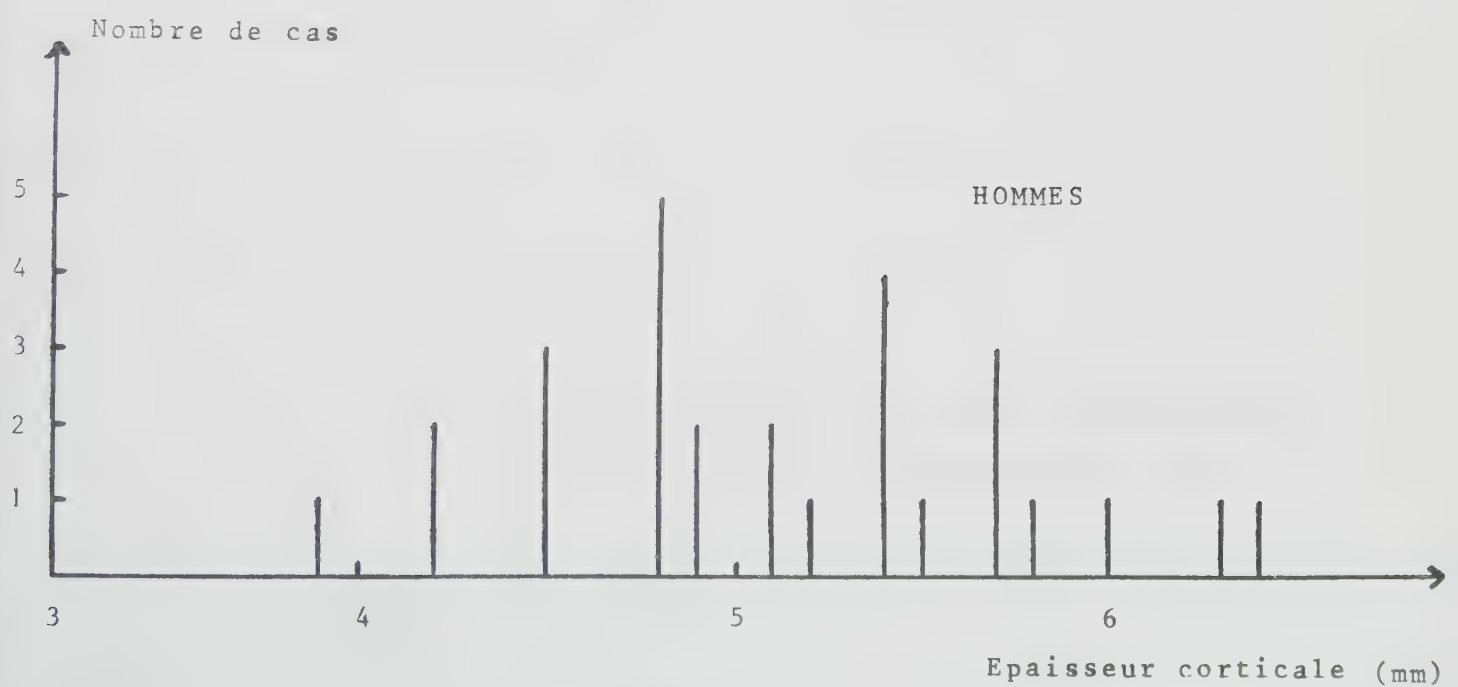


FIGURE 9

tion de la source et un meilleur centrage de la zone étudiée par rapport au détecteur.

Surtout, nous pratiquerons désormais une détermination de I_0 avant chaque mesure.

B) DETERMINATION DE LA VALEUR DE I_1 :

L'impossibilité de représenter graphiquement plus de 75 images entraînait un balayage sur les tissus mous et l'os limité à 45 mn. Dans les cas où le diamètre fémoral était important au niveau de la mesure (il atteignait 38,7 mn pour un sujet), la détermination de I_1 devenait difficile en raison de la faible longueur de tissu mous étudiée.

Comme pour la mesure du diamètre fémoral et de l'épaisseur corticale, le lissage de la courbe à 3 points ne modifie pas significativement les valeurs de I_1 .

C) RESULTATS :

Les valeurs extrêmes calculées pour μ_y sont de 0,166 à 0,241 cm^{-1} . Ces chiffres sont proches des valeurs généralement retenues dans la littérature : 0,174 à 0,218 cm^{-1} .

Les résultats sont rapportés sur les figures 10 et 11.

III - DETERMINATION DU COEFFICIENT D'ATTENUATION LINEAIRE DU TISSU OSSEUX μ_a

Elle impose la mesure du rayonnement transmis au milieu de l'os : I_m .

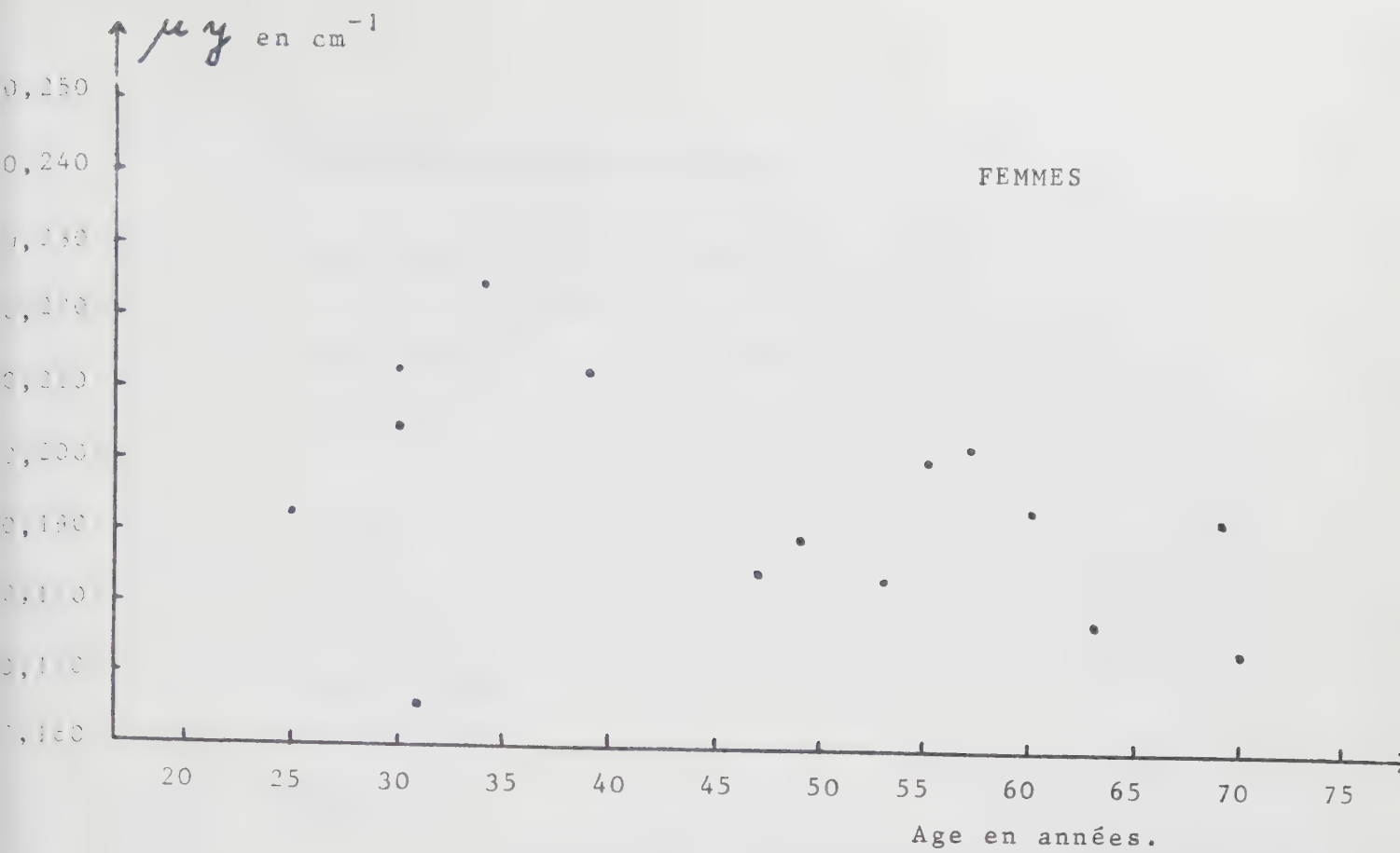


FIGURE 10

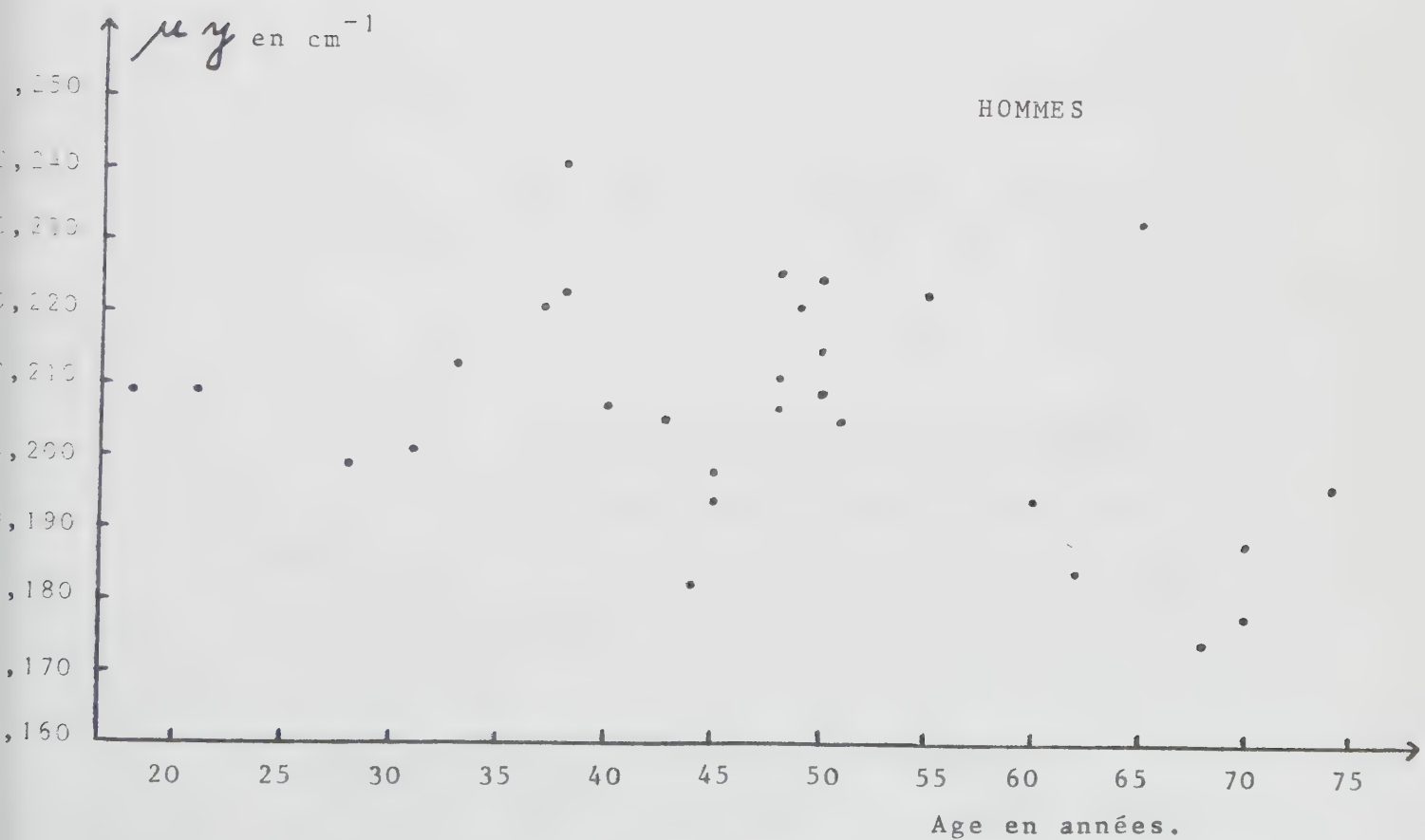


FIGURE 11

A) DETERMINATION DE LA VALEUR I_m :

I_m se mesure là où l'épaisseur traversée égale deux épaisseurs corticales, c'est-à-dire sur la courbe au maximum d'activité situé à mi-distance des deux minima qui correspondent aux limites du diamètre fémoral interne.

La détermination de la valeur de I_m sur la courbe est facile; par contre, le lissage à 3 points entraîne de façon très inconstante un abaissement de la valeur de I_m qui peut atteindre 2 %. Cet abaissement pourra être diminué par une augmentation du nombre d'images élémentaires.

B) RESULTATS :

Les valeurs extrêmes de μ_a trouvées sont de 0,183 et 0,267. Or, WEST (72) se référant aux travaux d'ATKINSON qui trouve pour 140 fémurs une densité corticale maximale de $2,00 \text{ g. cm}^{-3}$, a mesuré le coefficient d'atténuation linéaire de témoins d'os fémoral de densité égale à $2,00 \text{ g.cm}^{-3}$, cette valeur est de $0,314 \text{ cm}^{-1}$.

Nos résultats, rapportés figures 12 et 13, sont dans les limites données dans la littérature.

IV - REPRODUCTIBILITE DE LA MESURE :

En raison des facteurs d'imprécision de la mesure liés, soit à la méthode de manipulation, soit à l'insuffisance des performances de certains composants du système, cette étude n'a été qu'ébauchée.

A) REPRODUCTIBILITE DE MESURES SUCCESSIVES :

Des mesures à quelques minutes d'intervalle,

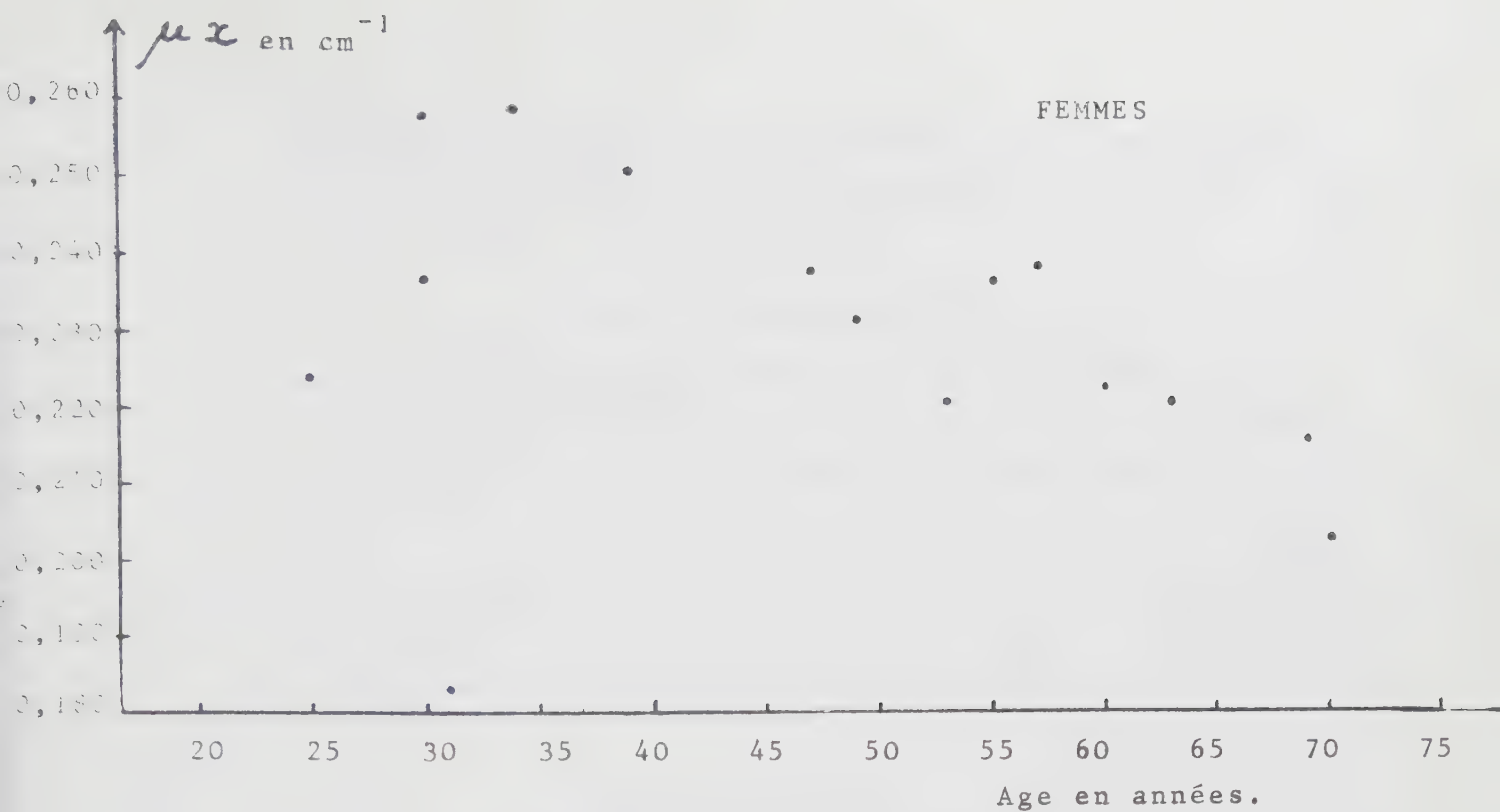


FIGURE 12

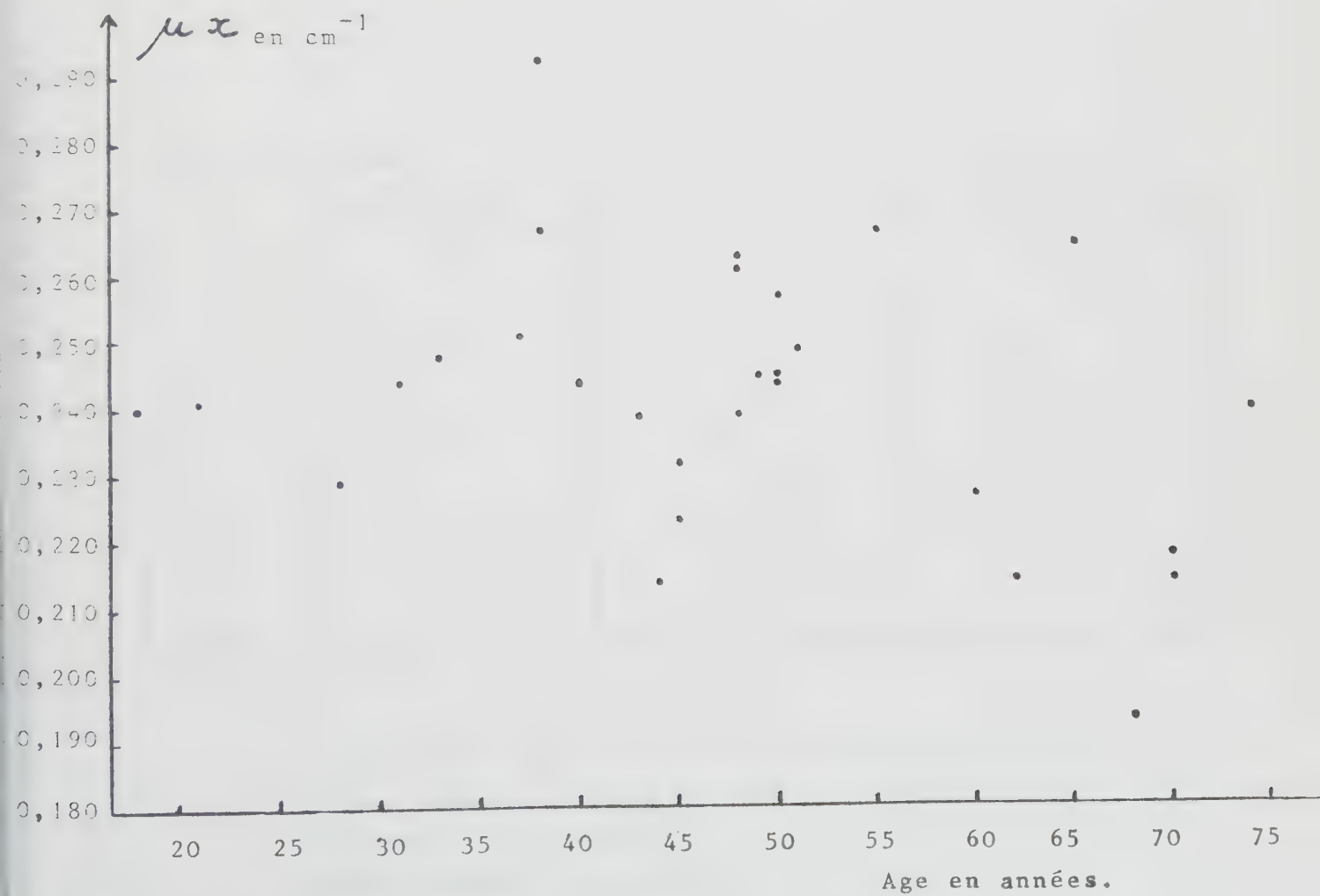


FIGURE 13

donc sans changement des conditions de l'expérience, ont été effectuées sur des fantômes et des sujets.

1) Sur des fantômes :

Les 4 fantômes (cube, échelle, tube d'aluminium et tube de téflon) avaient des dimensions proches du diamètre fémoral et pour les tubes, de l'épaisseur corticale. Chaque mesure a été répétée deux fois.

La variation maximale pour les mesures de dimension a été de 1,2 %, tandis que pour la valeur du coefficient d'absorption linéaire, elle a été inférieure à 1 %.

2) Sur des sujets :

La mesure a été répétée une fois chez trois sujets.

Les variations, en pourcentage, sont reproduites sur le tableau suivant :

	1er sujet	2ème sujet	3ème sujet
I_1	1,9	1,6	1,3
I_m	3,3	2	0
C	0	9,1	0
μ_y	0,9	1	0
μ_α	2,1	0,5	0,5

L'importance d'une des variations pour l'épaisseur corticale (9,1 %) s'explique par la faible valeur de cette épaisseur (3,3 mm pour le sujet considéré) par rapport au déplacement d'une image élémentaire (0,6 mm). Il

faut toutefois noter que cette variation n'entraîne pas de différence importante pour le coefficient d'atténuation linéaire du tissu osseux (0,5 %).

B) REPRODUCTIBILITE DE MESURES ESPACEES :

La mesure a été refaite chez deux malades à une semaine d'intervalle.

Le déplacement possible du lieu de la mesure introduit un facteur supplémentaire de variation pour l'épaisseur corticale qui empêche toute étude comparative avec la mesure précédente.

La variation maximale entre les deux mesures pour les coefficients d'atténuation linéaire des tissus mous et du tissu osseux a été respectivement de 3 et 4 %.

En fait, cette étude ne pourra être menée à bien qu'avec le système définitif qui supprimera la plupart des causes d'erreurs.

--

- LE DOSSIER CLINIQUE SUR ORDINATEUR -

I) LE DOSSIER CLINIQUE :

Le remplissage du dossier clinique n'a posé aucun problème particulier. Toutefois, son utilisation pratique auprès de 44 sujets a permis d'y apporter des modifications de détails (décrites dans le paragraphe "contenu du dossier") qui seront effectives dans la prochaine édition.

A titre documentaire, un dossier fictif (nos sujets ayant, en raison des critères de sélection, une pathologie très réduite) est présenté dans les pages suivantes sous la forme fournie par l'ordinateur.

II) LE SYSTEME D'EXPLOITATION SYSDOS :

Ainsi testé s'est révélé parfaitement au point. Il faut noter que sa structure a déjà été modifiée en vue de la prochaine édition du dossier clinique.

A titre documentaire, un exemple d'histogramme et un exemple d'image de point sont également donnés dans les pages suivantes.

DOSSIER NUMERO 00001

DUPONT
VEE MARTIN

NICOLE

DATE DE NAISSANCE : 10/04/1901 NO DE SEC. SOCIALE : 2.01.04.14.712.003

CODE DU SERVICE : 50 (50:RJST, 54:PEDIATRIE, 60:NEPHRO., 90:AUTRE)

DATE D'ENTREE : 03/01/74

DATE DE SORTIE : 02/02/74

NOM DU MEDECIN DU SERVICE : DUBOIS

ADRESSE DU MALADE : 25, RUE DE BAYEUX

DPT:14 VILLE: CAEN

MEDECIN TRAITANT : GAUTHIER

DPT:14 VILLE : MONDEVILLE

PROFESSION DU MALADE : COUTURIERE

REGIME D'ASSURANCE GENERAL

SEXE FEMININ

MARIE(E)

TAILLE : 161 CM.

POIDS : 059 KG.

**ANTECEDENTS

ANTECEDENTS FAMILIAUX

*ASCENDANTS

GRAND-PERES :

DIABETE DU COTE PATERNEL

GRAND-MERES :

AFFECTION OSSEUSE DU COTE PATERNEL ET DU COTE MATERNEL

PAS D'ANTECEDENTS CHEZ LES PARENTS

*COLLATERAUX

FRERES :

NOMBRE DE FRERES : 01

ANNEE DE NAISSANCE DU 1ER : 1910

PAS D'ANTECEDENTS

PAS DE SOEURS

*DESCENDANTS

FILS :

NOMBRE DE FILS : 02

ANNEE DE NAISSANCE DU 1ER : 1931

ANNEE DE NAISSANCE DU SECOND : 1935

MALADIE DIGESTIVE CHEZ LE 2EME

PAS DE FILLES

*ANTECEDENTS PERSONNELS

OSSEUX :

PAS DE TROUBLES DE CROISSANCE

FRACTURE(S)

DU RACHIS DEPUIS PLUS DE 3 MOIS

DU MEMBRE INFR DEPUIS PLUS DE 3 MOIS , UNILATERALE

TOUCHANT LE COL FEMORAL

DERNIER TRAITEMENT : CHIRURGICAL

AVEC IMMOBILISATION DE 003 JOURS

PAS D ANTECEDENTS ARTICULAIRES

TROUBLES CARDIO-VASCULAIRES ACQUIS :

INSUFFISANCE CARDIAQUE DEPUIS 6 MOIS A 1 AN

PAS D ANTECEDENTS ENDOCRINIENS

PAS D ANTECEDENTS RENAUUX

ANTECEDENTS DIGESTIFS :

CIRRHOSE DEPUIS PLUS D UN AN

PAS D ANTECEDENTS NEUROLOGIQUES

PAS D ANTECEDENTS HEMATOLOGIQUES

ANTECEDENTS PULMONAIRES :

BRONCHITE CHRONIQUE DEPUIS PLUS D UN AN

PAS D ANTECEDENTS SENSORIELS

PAS D ANTECEDENTS TOXIQUES

*TRAITEMENTS SUIVIS :

CALCIUM COMMENCE IL Y A MOINS DE 3 MOIS

DUREE DU TRAITEMENT : 020 JOURS

DOSE QUOTIDIENNE : 2000 MILLYGRAMMES

MODE DE VIE

NE CONSOMME JAMAIS DE LAIT

PREND DU FROMAGE ENVIRON UN JOUR SUR DEUX

CONSOMMATION MODEREE DE BEURRE

SEDENTAIRE

*SIGNES FONCTIONNELS ET PHYSIQUES ACTUELS

*SIGNES OSTEOARTICULAIRES

SIGNES OSSEUX :

DOULEURS LOCALISEES
TOUCHANT LE RACHIS
LE BASSIN
LE THORAX
PAS LES MEMBRES
DEFORMATIONS
PAS DE TUMEFACTIONS

PAS DE SIGNES ARTICULAIRES

*APPAREIL CARDIO-VASCULAIRE
PAS D'ANGOR

POULS

RADIAUX NON PRECISES
FEMORAUX PERCUS
POPLITES PERCUS
PEDITEUX NON PERCUS

T. A. MAX : 16

T. A. MIN : 09

POULS : 070

*SIGNES PULMONAIRES :

PAS DE DYSPNEE
PAS DE CYANOSE
TOUX GRASSE
PAS D'HIPPOCRATISME
PERCUSSION NORMALE
AUSCULTATION :
MURMURE VESICULAIRE NORMAL
PAS DE RALES ALVEOLAIRES
RALES BRONCHIQUES

*PAS DE SIGNES DIGESTIFS

*APPAREIL URO-GENITAL
PAS DE GROS REIN

*THYROIDE NON PERCUE

*APPAREIL SPLENO-GANGLIONNAIRE NORMAL

*APPAREIL NEUROLOGIQUE NON PRECISE

**EXAMENS COMPLEMENTAIRES

*SIGNES BIOLOGIQUES ACTUELS

SIGNES PHOSPHOCALCIQUES

CALCEMYE : 095 MG / 100 ML
PHOSPHOREMIE : 37 MG / 100 ML
CALCIURIE : 110 MG / 24 H
PHOSPHATURIE : 320 MG / 24 H

AUTRES RESULTATS BIOLOGIQUES

NOMBRE DE GLOBULES ROUGES : 5500000 / MM3
NOMBRE DE GLOBULES BLANCS : 07800 / MM3
NOMBRE DE PLAQUETTES : 310000 / MM3
HEMOGLOBINE : 15 G / 100 ML
HEMATOCRITE : 39 %
V.S. 1ERE HEURE:005MM V.S. 2EME HEURE:015MM V.S. 3E.HEURE :025MM

UREE SANGUINE : 0,30 G / L
POTASSIUM : 0,5 MEO / L
PROTEINES : 052 G / L

*EXAMEN RADIOLOGIQUE ACTUEL
MEMBRE SUPERIEUR : RESULTAT NORMAL
MEMBRE INFERIEUR : RESULTAT NORMAL
RACHIS : RAREFACTION
BASSIN : RAREFACTION
THORAX : RAREFACTION

*BIOPSIE OSSEUSE NON PRATIQUEE

*MESURE(S) DE DENSITE OSSEUSE

PREMIER EXAMEN :

COTE GAUCHE CAMERA
DIAMETRE FEMORAL : 28,2 MM
EPAISSEUR DE LA CORTICALE : 5,1 MM
COEFFICIENT D ATTENUATION LINEAIRE DU TISSU OSSEUX : 0,203 / CM
COEFFICIENT D ATTENUATION LINEAIRE DES TISSUS MOUS : 0,174 / CM

*EVOLUTION

*TRAITEMENT UTILISE
OESTROGENES PENDANT 020 JOURS
(04 MG D OESTROGENES / JOUR)

*SIGNES CLINIQUES
RESULTAT OBSERVE 030 JOURS APRES LE PREMIER BILAN
SIGNES OSSEUX :
DOULEURS DIMINUEES
DEFORMATIONS INCHANGEES

*SIGNES RADIOLOGIQUES INCHANGEES

SIGNES PHOSPHOCALCIQUES
CALCEME : 103 MG / 100 ML
PHOSPHOREMIE : 75 MG / 100 ML

*BIOPSIE OSSEUSE NON PRATIQUEE

* DENSITE OSSEUSE NON MEASUREE APRES TRAITEMENT

*DIAGNOSTIC

*BILAN ANORMAL

RAREFACTION OSSEUSE DIFFUSE

OSTEOPOROSE

SENILE

NOMBRE DE DOSSIERS AJOUTES : 00001

NOMBRE TOTAL DE DOSSIERS ENREGISTRES : 00001

VARIABLE 3012
 CALCÉMIE : MG / 100 PL

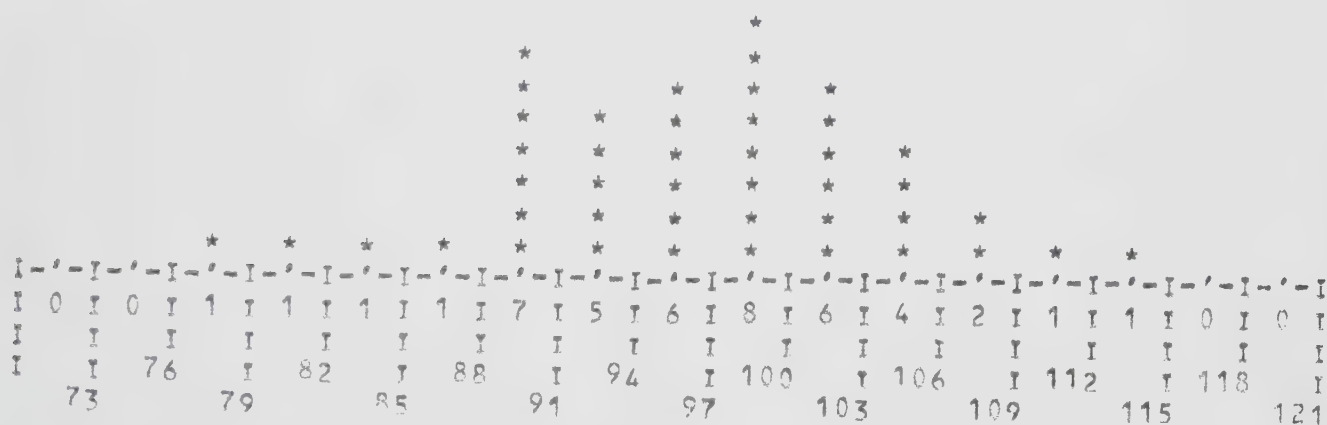
NOMBRE DE VALEURS OBTENUES : 44
 (NOMBRE DE DOSSIERS ETUDIÉS : 44)

MINIMUM = 78 MAXIMUM = 112 ETENDUE = 34

MOYENNE = 95.9772 SOMME DES X : 4223

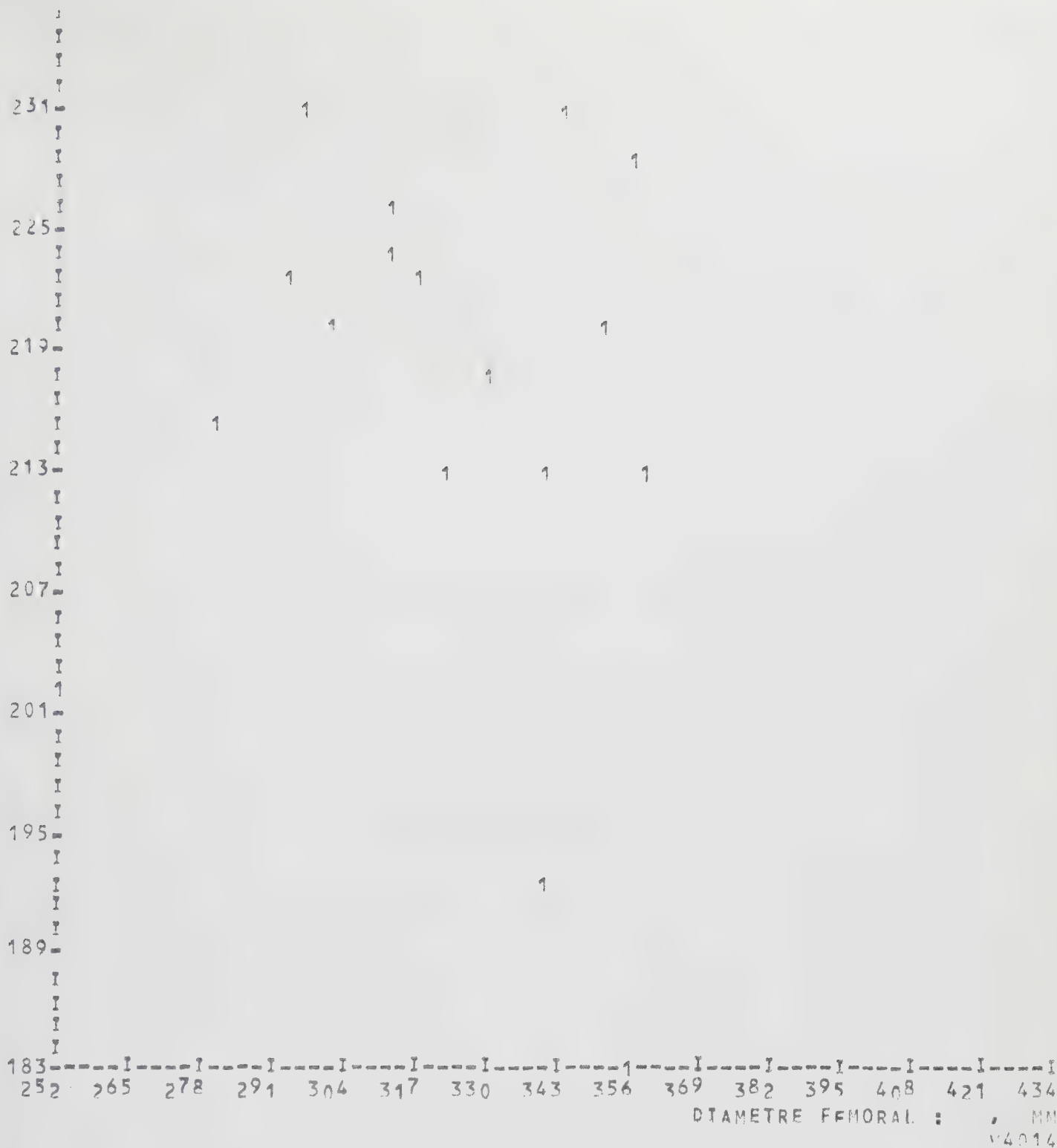
ECART-TYPE = 7.3405 SOMME DES X2 : 407629

VARIANCE = 53.8837



LES BORNES SONT INCLUSES DANS LA CLASSE SUPERIEURE

Exemple d'histogramme



NOMBRE DE SUJETS REPRESENTES : 44

NOMBRE DE DOSSIERS EXAMINES : 44

Exemple de nuage de points

C O N C L U S I O N

L'étude de la minéralisation osseuse est un domaine important dans la pathologie osseuse.

La détermination de cette minéralisation n'était pas jusqu'à ces derniers mois un examen de pratique courante.

En effet, les méthodes radiologiques n'ont jamais permis, en raison de leur principe même, un examen simple, précis et reproductible de densitométrie osseuse.

Les progrès de la physique nucléaire et de l'électronique autorisent avec les radio-isotopes à atteindre ce but, à tel point que sont apparus récemment des ostéodensitomètres de fabrication industrielle.

Mais ce sont des appareils spécialisés et onéreux. Or, de plus en plus, les laboratoires de Médecine Nucléaire s'équipent pour leurs examens, d'un ensemble associant une gamma-caméra à scintillation couplée à un ordinateur pour le traitement des informations.

C'est cet ensemble que nous avons essayé d'utiliser pour une mesure de la minéralisation osseuse (à l'union des 3/4 supérieurs et du 1/4 inférieur du fémur gauche, là où l'os est essentiellement cortical et pratiquement annulaire) par détermination de la fraction transmise d'un flux photonique émis par une source d'americium 241.

Le pouvoir de discrimination modeste du détecteur imposait une méthode dynamique pour la mesure.

Ce sont les premiers résultats d'un système imparfaitement mis au point pour certains composants qui nous ont permis de calculer des valeurs du coefficient d'atténua-

tion linéaire des tissus mous et du tissu osseux (paramètres qui ont l'intérêt de permettre une comparaison entre malades) chez 44 sujets normaux, valeurs qui sont en accord avec les chiffres donnés dans la littérature.

Cette étude préliminaire nous a en effet permis de mieux saisir certaines insuffisances touchant l'appareillage ou la méthode.

-- L'appareillage d'abord :

Un certain nombre d'améliorations sont nécessaires, portant sur :

- la collimation du détecteur à affiner pour rapprocher le rayonnement photonique d'un faisceau parallèle et diminuer le phénomène de pénombre.

- la fixation de la source et son centrage par rapport au cristal du détecteur.

- le système d'égalisation des parties molles, de maniement difficile chez les sujets très obèses ou très maigres.

- la capacité de représentation graphique de la courbe par l'ordinateur, limitée à 75 images, qui impose un compromis entre la vitesse de balayage des tissus et la durée de l'image élémentaire (avec pour conséquence une difficulté dans un certain nombre de cas à mesurer sur la courbe la valeur du flux photonique transmis par les tissus mous et, bien sûr, une moins bonne définition de cette courbe).

-- La méthode ensuite :

la détermination du nombre de photons incidents n'ayant pas été effectuée avant chaque mesure, mais par série de mesure, ce qui entraîne une imprécision dans sa valeur pour certains sujets.

Ces facteurs d'erreurs reconnus lors de cette étape préliminaire, ont été corrigés avant de commencer l'étude définitive que nous allons entreprendre afin d'évaluer

la précision et la reproductibilité de notre mesure.

En effet, nous avons amélioré le système en

- décidant une détermination du flux photonique incident avant chaque mesure.
- modifiant le système de fixation et de centrage de la source, ainsi que la collimation du détecteur qui a été prévue plus fine et le système d'égalisation des parties molles par adjonction d'un équivalent tissu déformable.
- augmentant et le pouvoir de représentation graphique de l'ordinateur (ce qui ne nous limite plus pratiquement pour la vitesse de balayage et la durée de l'image élémentaire donc sur la longueur de tissus balayée), et le nombre de canaux de la matrice de l'ordinateur, passant de 4 096 à 16 384, (ce qui assure par l'étude d'un nombre quatre fois plus important de zones élémentaires une meilleure détermination de la courbe).

Toutefois persiste le problème de l'activité massique de la source d'americium qui a actuellement atteint son maximum pratique et reste un peu faible pour la mesure. L'avenir sera sans doute aux radios-éléments de haute énergie et de vie brève fabriqués au laboratoire grâce à un accélérateur de particules.

Maïs s'il est intéressant de pouvoir déterminer avec précision la minéralisation osseuse d'un sujet, encore faut-il que cet examen soit exploitable sur le plan scientifique.

C'est pourquoi nous avons parallèlement mis au point un dossier clinique sur ordinateur pour l'étude des troubles diffus de la minéralisation osseuse.

Ce dossier, qui fonctionne selon le système SYSDOS mis au point à CAEN (THOUIN (82)), présente plusieurs particularités :

- avoir été défini dans son contenu et dans sa forme par le médecin utilisateur.
- avoir un remplissage facile et rapide.
- pouvoir être modifié en fonction des nécessités.
- être édité en langage clair.
- permettre une gestion selon un critère quelconque et des études scientifiques avec calculs statistiques immédiats.

Son utilisation pratique lors de cette expérimentation a permis de le tester et d'y apporter quelques modifications de détail.

Ainsi a été conçu un ensemble qui, nous l'espérons, va bientôt pouvoir entrer dans la pratique courante au C.H.U. de CAEN.

-°-

B I B L I O G R A P H I E

- I - GARN S.M.
An annotated bibliography on bone densitometry.
Am. J. Clin. Nutrition, 1962, 10, P.59/67.
- 2 - OLKKONEN H. et KARJALAINEN P.
A new gamma scattering technique for bone density measurements.
Symposium : Bone mineral determinations, STOCKHOLM-STUDSWIK
1974, May 27-29, N° 6.
- 3 - NILLSON B.E. et WESTLIN N.E.
Normative data obtained with an americium 241 bone scanner.
Symposium : Bone mineral determinations, STOCKHOLM-STUDSWIK,
1974, May 27-29, N° 11.
- 4 - BJORK N.
125 I point determination of bone mineral content in finger.
Symposium : Bone mineral determinations, STOCKHOLM-STUDSWIK
1974, May 27-29, N° 13.
- 5 - HENRIKSON C.O., ALVERYD A. et BERGSTROM J.
Changes in alveolar bone mass following external and internal influences as measured by 125 I absorptiometry.
Symposium : Bone mineral determinations, STOCKHOLM-STUDSWIK
1974, May 27-29, N° 14.
- 6 - DISSING E.
Performance of a dichromatic and simultaneously operating gamma ray absorptiometer.
Symposium : Bone mineral determinations, STOCKHOLM-STUDSWIK
1974, May 27-29, N° 16.

- 7 - MAZESS R.B., HANSON J., KAN W. et Coll.
Progress in dual photon absorptiometry of bone.
Symposium : Bone mineral determinations, STOCKHOLM-STUDSWIK
1974, May 27-29, N° 17.
- 8 - ROOS B.O. et SKOLDBORN H.
Dual photon absorptionmetry in lumbar vertebrae : precision
and reproducibility.
Symposium : Bone mineral determinations, STOCKHOLM-STUDSWIK
1974, May 27-29, N° 18.
- 9 - ZIMMERMAN R.E., GRIFFITHS H.J., PLETKA P. et BERNSTEIN D.
Absolute calibrations of a 125 I bone absorptiometry system.
Symposium : Bone mineral determinations, STOCKHOLM-STUDSWIK
1974, May 27-29, N° 25.
- 10 - BISMUTH V.
La densitométrie de l'os par les rayons X.
Presse Med., 1959, 67, P. 1933/1936.
- 11 - MEEMA H.E., HARRIS C.K. et PORRETT R.E.
A method for determination of bone-salt content of cortical
bone.
Radiology, 1964, 82, P. 986/997.
- 12 - WINKLER K.G. et LEVIN S.G.
Health Physics, 1965, 12, P. 345.
- 13 - JOHNS H.E.
Radiation dosimetry.
Academic press N.Y., Hine et Brownell éditeurs, 1956.
- 14 - VOSE G.P.
X transmission factor in estimating bone density.
Radiology, 1958, 71, P. 96/101.

- I5 - HENNY G.C.
Roentgenographic estimation of the mineral content of bone.
Radiology, 1950, 54, P. 202/209.
- I6 - JACKSON H.
Problems in measurement of bone density.
Brit. J. Radiol., 1951, 24, P. 613/616.
- I7 - BALZ G., BIRKNER R. et SCHMIDT-ROHDE J.M.
Über die calcipen osteopathien und ihre diagnostik mit hilfe
eines besonderen Röntgenverfahrens.
Arztl. Wchnschr., 1957, 12, P. 209/213.
- I8 - KEANE B.E., SPIEGLER G. et DAVIS R.
Brit.J. Radiol., 1959, 32, P. 162.....
- I9 - DOYLE F.H.
Ulnar bone concentration in metabolic bone diseases.
Brit. J. Radiol., 1961, 34, P. 698/712.
- 20 - LEFEBVRE J., BISMUTH V. et CHAUMONT P.
La densitometrie de l'os chez l'enfant.
J. Radiol. Electrol., 1964, 45, P. 11/16.
- 21 - VIRTAMA P.
Determination of the mineral content of human finger bones
by silver analysis of roentgenograms.
Acta anat., 1957, 31, suppl. 29,3.
- 22 - BAKER P.T., SCHRAER H. et YALMAN R.G.
The accuracy of human bone composition determination from
roentgenograms.
Photogrammetric engineering, 1959, P. 455/460.
- 23 - GRODSTEIN G.W.
X-Ray attenuation coefficients 10 KeV-100 MeV
National bureau of standards, Handbook 583, 1957.

- 24 - ERLICH M.
Photographic dosimetry and gamma rays.
National bureau of standards, Handbook 57, 1954.
- 25 - DUTREIX J.
Les détecteurs de l'image radiologique.
Traité de radiologie, Tome I, Masson édit., 1969, P. 120.
- 26 - BABAIANTZ L.
Les ostéoporoses.
Radiol. Clin., 1947, 16, P. 291/322.
- 27 - ARDRAN G.M.
Bone destruction not demonstrable by radiography.
Brit. J. Radiol., 1951, 24, P. 107/109.
- 28 - LACHMAN E.
Osteoporosis : the potentialities and limitations of its
roentgenological diagnosis.
Am. J. Roentgenol., 1955, 74, P. 712.....
- 29 - KELLGREN J.H. et BIER F.
Am. Rheum. Dis., 1956, 15, P. 55.....
- 30 - ADAMS P., DAVIES G.T. et SWEETNAM
Observer error and measurement of the metacarpal.
Br. J. Radiol., 1969, 42, P. 192/197.
- 31 - PRICE W.A.
The science of dental radiology.
Dental cosmos, 1901, 43, P. 483/503.
- 32 - LAVAL-JEANTET M.
Mesure de la teneur en calcium par les rayons X.
Traité de radiognostic, tome I, par J. DUTREIX, V. BISMUTH
et M. LAVAL-JEANTET, MASSON éditeurs, 1969, P. 379.

- 33 - HODGE H.C., VAN HUYSEN G. et WARREN S.L.
Factors influencing the quantitative measurement of the
roentgen-ray absorption of tooth slabs.
Am. J. Roentgenol., 1935, 34, P. 523/528.
- 34- - VAN HUYSEN G.
The roentgen-ray absorption per unit thickness of dentine.
Dental Cosmos., 1936, 78, P. 272/281.
- 35 - MACK P.B., O'BRIEN A.T., SMITH J.M. et BAUMAN A.W.
A method for estimating the degree of mineralization of bones
from tracing of roentgenograms.
Science, 1939, 89, P. 467.....
- 36 - THEWLIS J.
The structure of teeth as shown by x-ray examination.
Med. Research Council
Spec. Ref. ser. 1940, 238, P. 1-80.
- 37 - BARNETT E. et NORDIN B.E.C.
The radiological diagnosis of osteoporosis. A new approach.
Clin. Radiol., 1960, II, P. 166/174.
- 38 - FACTO L.A., KASTETIC J. et CATRON D.V.
Estimating ash content of bone using standardized radiographs.
J. Biol. Photographic A., 1956, 24, P. 13/21.
- 39 - BALZ G. et BIRKNER R.
Die bestimmung des aluminium-schwächungsgleichwertes von dem
Knockengewebe beim lebenden.
Strahlentherapie, 1956, 99, P. 221/226.
- 40 - MAINLAND D.
A study of age differences in the x-ray density of the adult
human calcaneus.
J. Gerontol., 1957, 12, P. 53/61.

- 41 - REICH S.B., LEVITIN J. et FELTON L.R.
A roentgen method of evaluating density of bone.
Am. J. Roentgenol., 1958, 79, P. 705/708.
- 42 - YUAN C.Y.
A development of an improved calibration wedge material for
the quantitative evaluation of bone density.
Thèse, Université de l'état de Pensylvanie, 1950.
- 43 - VOSE G.P.
Quantitative determination of osseous and soft fractions
of bone by x-ray absorption.
Lab. Invest., 1959, 8, P. 1540/1546.
- 44 - MAC FARLAND N.
Evaluation of bone density from roentgenograms.
Science, 1954, 110, P. 810/811.
- 45 - BYWATERS E.G.L.
The measurement of bone opacity.
Clin. Sc., 1948, 6, P. 281/287.
- 46 - STEIN I.
Evaluations of bone density in the roentgenogram by the use of
ivory wedges.
Am. J. Roentgenol., 1937, 37, P. 678/682.
- 47 - MACK P.B., BROWN W.N. et TRAPP H.D.
The quantitative evaluation of bone density.
Am. J. Roentgenol., 1949, 61, P. 808/825.
- 48 - MACK P.B., VOSE G.P. et NELSON J.D.
New equipment developments in the roentgenological measure-
ment of bone density.
Am. J. Roentgenol., 1959, 82, P.303/310.

- 49 - HEUCK F. et SCHMIDT E.
Die praktische anwendung einer methode zur quantitativen
bestimmung des kalksalzgehaltes gesunder und kranken kno-
chen.
Fortschrit. Roentg. Nuklear Med., 1960, 33, P. 761/783.
- 50 - MARCHAL M.
Le microdensigramme osseux chez l'homme et l'évaluation
pondérale du calcium osseux par les rayons X.
C.R. Acad. Sc., 1948, 226, P. 526/528.
- 51 - LAVAL-JEANTET M., MATRAJT H. et JUSTER M.
Microradiographie et microdensitométrie de l'ostéomalacie.
dans : Hioco - l'ostéomalacie - Masson Edit., PARIS, 1967.
- 52 - OMNELL K.A.
Quantitative roentgenologic studies on changes in mineral
content of bone in vivo.
Acta Radiol., 1957, 148, P. 70.... (suppl.).
- 53 - MACK P.B. dans
Progress in development of methods in bone densitometry.
Conférence WASHINGTON 1965, publiée par la N.A.S.A., 1966.
- 54 - KROKOWSKI E.
Quantitative verlaufabeobachtungen der Kälziumveränderungen
im Knochen mittels röntgenologischer substanzanalyse.
Forstchr. Röntgenstr., 1964, 100, P. 359.....
- 55 - SCHRAER H. et NEWMANN T.
Quantitative roentgenography of squeletal mineralization in
malnourished quechua indian boys.
Science, 1958, 128, P. 476/477.
- 56 - SCHRAER H.
Bone density changes with age and metabolic bone diseases.
Fifth international congress of gerontology 1961.

- 66 - MAZESS R.B., CAMERON J.R., O'CONNOR R. et KNUTZEN D.
Accuracy of bone mineral measurement.
Science, 1964, 145, P. 388.
- 67 - NILLSON B.E.R.
Acta Orthop. Scand., 1966, 37, Suppl. 91, P.
- 68 - REED G.W.
Phy Med and biol., 1966, 11, P. 174.
- 69 - SPRING E.
A simplified method for bone mineral measurements in vivo.
Intern. J. Appl. Rad. Isotop., 1967, 18, P. 709/711.
- 70 - JOHNSTON C.C., SMITH D.M., YU P.L. et DEISS W.P.
In vivo measurement of bone mass in the radius.
Metabolism, 1968, 17, P. 1140/1153.
- 71 - WEST R.R.
Measurement of bone mineralization by radiation absorption
methods : in vivo and in vitro studies.
Thèse, Université de Leeds, 1969.
- 72 - WEST R.R. et REED G.W.
The measurement of bone mineral in vivo by photon beam
scanning.
Br. J. Radiol., 1970, 43, P. 886/893.
- 73 - ATKINSON P.P., WEST R.R., PARSONS F.M. et REED G.W.
Loss of skeletal calcium by patients on maintenance dialy-
sis.
Br. Med. J., 1970, 3, P. 490/492.
- 74 - REED G.W.
Brit. Emp. Cancer. Campaign.
Annual report, 1960, 38, P. 489.

- 57 - MAINLAND D.
A study of age differences in the x-ray density of fine bones in the adult human wrist and hand.
J. Gerontol., 1957, 12, P. 284/291.
- 58 - MORGAN D.B., SPIERS F.W., PULVERTAFT C.N. et FOURMAN P.
The amount of bone in the metacarpal and the phalanx according to age and sex.
Clin. Radiol. 1967, 18, P. 101/108.
- 59 - GERHSON-COHEN J., CHERRY N.H. et BOEHNKE M.
Bone density studies with a gamma-gauge.
Radiat. Res., 1958, 8, P. 509/518.
- 60 - FULLBRICHT H.J.
Personnal communication, 1962.
- 61 - MAYER E.H., TROSTLE H.G., ACKERMAN E., SCHRAER H. et SITTLER O.D.
A scintillation counter technique for the X-ray determination of bone mineral content.
Radiat. Res., 1960, 13, P. 156/167.
- 62 - CAMERON J.R. et SORENSON J.A.
Measurement of bone mineral in vivo : an improved method.
Science, 1963, 142, P. 230/232.
- 63 - SORENSON J.A. et CAMERON J.R.
A reliable in vivo measurement of bone mineral content.
J. of bone and Joint Surgery, 1967, 49, P. 481/497.
- 64 - ATKINSON P.J. et WEST R.R.
Loss of skeletal calcium in lactating women.
J. Obst. and gynaec. Brit. Commonwealth, 1970, 77, P. 555/560.
- 65 - LANZL L.H. et STRANDJORD N.H. dans
Symposium on low energy x and gamma source and applications
CHICAGO 1964. Oak Ridge National Lab. édit. 1965, P. 257....

- 75 - SHIMMINGS J., SMITH D.A., AITKEN M., ANDERSON J.B. et GILLESPIE F.C.
The accuracy and reproducibility of bone mineral measurements "in vivo".
Clin. Radiol., 1972, 23, P. 47/51.
- 76 - ANDERSON J., OSBORN S.B. et TOMLINSON R.W.S.
Lancet 1964, 2, P. 1201.
- 77 - CHAMBERLAIN M.J., FREMLIN J.H. et PETERS D.K.
Brit. Med. J., 1968, 2, P. 581.....
- 78 - RICH C., KLINK E., SMITH R., GRAHAM C.B. et IVANOVICH P.
Progress in development of methods in bone densitometry.
Conférence WASHINGTON 1965, publiée par la N A S A, 1966.
- 79 - LACRONIQUE J.F. et GOLDBERG M.
Rapport de synthèse sur le dossier médical en 1972.
Journées d'informatique médicale 1972.
IRIA Editeurs, 78, ROQUENCOURT, 1972, P. 91/125.
- 80 - TROTTER M.
Am. J. of Physical Anthropology, 1954, 12, P. 537.....
- 81 - BAKER P.T. et NEWMAN R.W.
Am. J. of Physical Anthropology, 1957, 15, P. 601.
- 82 - THOUIN A.
Conception d'un traitement de dossiers médicaux par ordinateur.
Thèse de doctorat de sciences mathématiques, Université de Caen, 1975.

BIBLIOGRAPHIE PAR AUTEUR

ADAMS	30	HODGE	33
ANDERSON	76	JACKSON	16
ARDRAN	27	JOHNS	13
ATKINSON	64, 73	JOHNSTON	70
BABAIA NTZ	26	KEANE	18
BAKER	22, 81	KEL LGRENN	29
BALZ	17, 39	KROKOWSKI	54
BARNETT	37	LACHMAN	28
BISMUTH	10	LACRONIQUE	79
BJORK	4	LANZL	65
BYWATERS	45	LAVAL-JEANTET	32, 51
CAMERON	62	LEFEBVRE	20
CHAMBERLAIN	77	MAC FARLAND	44
DISSING	6	MACK	35, 47, 48, 53
DOYLE	19	MAINLAND	40, 57
DUTREIX	25	MARCHAL	50
ERLICH	24	MAYER	61
FACTO	38	MAZESS	7, 66
FULLBRIGHT	60	MEEMA	11
GARN	1	MORGAN	58
GERHSON-COHEN	59	NILLSON	3, 67
GRODSTEIN	23	OLKKONEN	2
HENNY	15	OMNELL	52
HENRICKSON	5	PRICE	31
HEUCK	49	REED	68, 74

REICH	41	THOUIN	82
RICH	78	TROTTER	80
ROOS	8	VAN HUYSEN	34
SCHRAER	55, 56	VIRTAMA	21
SHIMMINGS	75	VOSE	14, 43
SORENSEN	63	WEST	71, 72
SPRING	69	WINKLER	12
STEIN	46	YUAN	42
THEWLIS	36	ZIMMERMAN	9

- o -

A N N E X E

DENSITE OSSEUSE

IDENTITE

IO (une lettre par case)

ETACIV

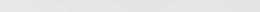
NOM DE JEUNE FILLE

43

[illegible]

PRENOM

63 80



0	2
---	---

SERVICE

IC

(Utiliser le code : RIST = 50, PEDIATRIE = 54, NEPHROLOGIE = 60, AUTRE = 90)

jour mois année
I2 I4 I6
DATE D'ENTREE: 1 9

DATE DE SORTIE : jour mois année
 18 20 22
 1 9

NOM DU MEDECIN DU SERVICE

123

ADRESSE DU MALADE

△△

NOM DU MEDECIN TRAITANT

TC

ADRESSE DU MEDECIN TRAITANT

N° et rue

Dpt

65

VILLE

80

Dpt

30

VILLE

PROFESSION

46

(Pour toute la suite, sur chaque ligne comportant des petites cases, une réponse et une seule doit être cochée.
Si réponse inconnue, laisser en blanc).

ENERA

Régime d'Assurance général ☐ I

Agricole ☐ 2 Volontaire ☐ 3

64

Sexe Masculin ☐ I

Féminin ☐ 2

65

Situation de famille. Célib. ☐ I

Marié (e) ☐ 2 Veuf (ve) ☐ 3 Divorcé (e) ☐ 4

66

Taille cm
Poids kg (arrondir à D)

ANTÉCÉDENTS (1)

Antécédents familiaux

Ascendants

Grand-pères

		Chez le seul		Chez
	Non	Grand-père paternel	Grand-père maternel	les 2 grand-pères
Affection osseuse	☐ 1	☐ 2	☐ 3	☐ 4
" articulaire	☐ 1	☐ 2	☐ 3	☐ 4
" cardiovasculaire	☐ 1	☐ 2	☐ 3	☐ 4
Diabète	☐ 1	☐ 2	☐ 3	☐ 4
Affection thyroïdienne	☐ 1	☐ 2	☐ 3	☐ 4
" des parathyroïdes	☐ 1	☐ 2	☐ 3	☐ 4
" des surrénales	☐ 1	☐ 2	☐ 3	☐ 4
" rénale	☐ 1	☐ 2	☐ 3	☐ 4
" digestive	☐ 1	☐ 2	☐ 3	☐ 4
" neurologique	☐ 1	☐ 2	☐ 3	☐ 4
" hématologique	☐ 1	☐ 2	☐ 3	☐ 4
Cancer	☐ 1	☐ 2	☐ 3	☐ 4

Grand-mères

		Chez la seule		Chez
	Non	Grand-mère paternel	Grand-mère maternel	les 2 grand-mères
Affection osseuse	☐ 1	☐ 2	☐ 3	☐ 4
" articulaire	☐ 1	☐ 2	☐ 3	☐ 4
" cardiovasculaire	☐ 1	☐ 2	☐ 3	☐ 4
Diabète	☐ 1	☐ 2	☐ 3	☐ 4
Affection thyroïdienne	☐ 1	☐ 2	☐ 3	☐ 4
" des parathyroïdes	☐ 1	☐ 2	☐ 3	☐ 4
" des surrénales	☐ 1	☐ 2	☐ 3	☐ 4
" rénale	☐ 1	☐ 2	☐ 3	☐ 4
" digestive	☐ 1	☐ 2	☐ 3	☐ 4
" neurologique	☐ 1	☐ 2	☐ 3	☐ 4
" hématologique	☐ 1	☐ 2	☐ 3	☐ 4
Cancer	☐ 1	☐ 2	☐ 3	☐ 4

Parents

		Chez le (la) seul(e)		Chez
	Non	père	mère	père et mère
Affection osseuse	☐ 1	☐ 2	☐ 3	☐ 4
" articulaire	☐ 1	☐ 2	☐ 3	☐ 4
" cardiovasculaire	☐ 1	☐ 2	☐ 3	☐ 4
Diabète	☐ 1	☐ 2	☐ 3	☐ 4
Affection thyroïdienne	☐ 1	☐ 2	☐ 3	☐ 4
" des parathyroïdes	☐ 1	☐ 2	☐ 3	☐ 4
" des surrénales	☐ 1	☐ 2	☐ 3	☐ 4
" rénale	☐ 1	☐ 2	☐ 3	☐ 4
" digestive	☐ 1	☐ 2	☐ 3	☐ 4
" neurologique	☐ 1	☐ 2	☐ 3	☐ 4
" hématologique	☐ 1	☐ 2	☐ 3	☐ 4
Cancer	☐ 1	☐ 2	☐ 3	☐ 4

***ANTECEDENTS (2)

*COLLAT

Collatéraux

FREKES

Y-a-t'il des frères? Non

☐ 1

Oui ☐ 2

Nombre de frères

12

(cadrer à droite)

Année de naissance du premier

14

du 2ème

17

du 3ème

20

(Classer de préférence par intérêt décroissant en fonction de leurs antécédents)

ANTECEDENTS:

Seulement chez

	Non	le 1er	le 2ème	le 3ème	les 1er et 2ème	les 1er et 3ème	les 2ème et 3ème	les 3 premiers	autres cas	
Maladie osseuse	☐ 1	☐ 2	☐ 3	☐ 4	☐ 5	☐ 6	☐ 7	☐ 8	☐ 9	24
" articulaire	☐ 1	☐ 2	☐ 3	☐ 4	☐ 5	☐ 6	☐ 7	☐ 8	☐ 9	25
" cardiovasculaire	☐ 1	☐ 2	☐ 3	☐ 4	☐ 5	☐ 6	☐ 7	☐ 8	☐ 9	26
Diabète	☐ 1	☐ 2	☐ 3	☐ 4	☐ 5	☐ 6	☐ 7	☐ 8	☐ 9	27
Maladie Thyroïdienne	☐ 1	☐ 2	☐ 3	☐ 4	☐ 5	☐ 6	☐ 7	☐ 8	☐ 9	28
" des parathyroïdes	☐ 1	☐ 2	☐ 3	☐ 4	☐ 5	☐ 6	☐ 7	☐ 8	☐ 9	29
" des surrénales	☐ 1	☐ 2	☐ 3	☐ 4	☐ 5	☐ 6	☐ 7	☐ 8	☐ 9	30
" rénale	☐ 1	☐ 2	☐ 3	☐ 4	☐ 5	☐ 6	☐ 7	☐ 8	☐ 9	31
" digestive	☐ 1	☐ 2	☐ 3	☐ 4	☐ 5	☐ 6	☐ 7	☐ 8	☐ 9	32
" neurologique	☐ 1	☐ 2	☐ 3	☐ 4	☐ 5	☐ 6	☐ 7	☐ 8	☐ 9	33
" hématologique	☐ 1	☐ 2	☐ 3	☐ 4	☐ 5	☐ 6	☐ 7	☐ 8	☐ 9	34
Cancer	☐ 1	☐ 2	☐ 3	☐ 4	☐ 5	☐ 6	☐ 7	☐ 8	☐ 9	35

SOEURS

Y-a-t'il des soeurs? Non

☐ 1

Oui ☐ 2

Nombre de soeurs

37

(cadrer à droite)

Année de naissance de la première

39

de la 2ème

42

de la 3ème

45

(Classer de préférence par intérêt décroissant en fonction de leurs antécédents)

ANTECEDENTS:

Seulement chez

	Non	la 1ère	la 2ème	la 3ème	les 1ère et 2ème	les 1ère et 3ème	les 2ème et 3ème	les 3 premières	autres cas	
Maladie osseuse	☐ 1	☐ 2	☐ 3	☐ 4	☐ 5	☐ 6	☐ 7	☐ 8	☐ 9	49
" articulaire	☐ 1	☐ 2	☐ 3	☐ 4	☐ 5	☐ 6	☐ 7	☐ 8	☐ 9	50
" cardiovasculaire	☐ 1	☐ 2	☐ 3	☐ 4	☐ 5	☐ 6	☐ 7	☐ 8	☐ 9	51
Diabète	☐ 1	☐ 2	☐ 3	☐ 4	☐ 5	☐ 6	☐ 7	☐ 8	☐ 9	52
Maladie thyroïdienne	☐ 1	☐ 2	☐ 3	☐ 4	☐ 5	☐ 6	☐ 7	☐ 8	☐ 9	53
" des parathyroïdes	☐ 1	☐ 2	☐ 3	☐ 4	☐ 5	☐ 6	☐ 7	☐ 8	☐ 9	54
" des surrénales	☐ 1	☐ 2	☐ 3	☐ 4	☐ 5	☐ 6	☐ 7	☐ 8	☐ 9	55
" rénale	☐ 1	☐ 2	☐ 3	☐ 4	☐ 5	☐ 6	☐ 7	☐ 8	☐ 9	56
" digestive	☐ 1	☐ 2	☐ 3	☐ 4	☐ 5	☐ 6	☐ 7	☐ 8	☐ 9	57
" neurologique	☐ 1	☐ 2	☐ 3	☐ 4	☐ 5	☐ 6	☐ 7	☐ 8	☐ 9	58
" hématologique	☐ 1	☐ 2	☐ 3	☐ 4	☐ 5	☐ 6	☐ 7	☐ 8	☐ 9	59
Cancer	☐ 1	☐ 2	☐ 3	☐ 4	☐ 5	☐ 6	☐ 7	☐ 8	☐ 9	60

**ANTECEDENTS (3)

GEN
LES

Descendants

y-a-t'il des fils?

Non

☐ 1

Oui ☐ 2

Nombre de
fils

12

(cadrer à
droite)

Année de
naissance

14

17

20

du premier

du 2ème

du 3ème

(Classer de préférence par intérêt décroissant en fonction de leurs antécédents)

ANTECEDENTS:

Seulement chez

	Non	le 1er	le 2ème	le 3ème	les 1er et 2ème	les 1er et 3ème	les 2ème et 3ème	les 3 premiers	autres cas	
Maladie osseuse	☐ 1	☐ 2	☐ 3	☐ 4	☐ 5	☐ 6	☐ 7	☐ 8	☐ 9	24
" articulaire	☐ 1	☐ 2	☐ 3	☐ 4	☐ 5	☐ 6	☐ 7	☐ 8	☐ 9	25
" cardiovasculaire	☐ 1	☐ 2	☐ 3	☐ 4	☐ 5	☐ 6	☐ 7	☐ 8	☐ 9	26
Diabète	☐ 1	☐ 2	☐ 3	☐ 4	☐ 5	☐ 6	☐ 7	☐ 8	☐ 9	27
Maladie Thyroïdienne	☐ 1	☐ 2	☐ 3	☐ 4	☐ 5	☐ 6	☐ 7	☐ 8	☐ 9	28
" des parathyroïdes	☐ 1	☐ 2	☐ 3	☐ 4	☐ 5	☐ 6	☐ 7	☐ 8	☐ 9	29
" des surrénales	☐ 1	☐ 2	☐ 3	☐ 4	☐ 5	☐ 6	☐ 7	☐ 8	☐ 9	30
" rénale	☐ 1	☐ 2	☐ 3	☐ 4	☐ 5	☐ 6	☐ 7	☐ 8	☐ 9	31
" digestive	☐ 1	☐ 2	☐ 3	☐ 4	☐ 5	☐ 6	☐ 7	☐ 8	☐ 9	32
" neurologique	☐ 1	☐ 2	☐ 3	☐ 4	☐ 5	☐ 6	☐ 7	☐ 8	☐ 9	33
" hématologique	☐ 1	☐ 2	☐ 3	☐ 4	☐ 5	☐ 6	☐ 7	☐ 8	☐ 9	34
Cancer	☐ 1	☐ 2	☐ 3	☐ 4	☐ 5	☐ 6	☐ 7	☐ 8	☐ 9	35

LES

y-a-t'il des filles?

Non

☐ 1

Oui ☐ 2

Nombre de
filles

37

(cadrer à
droite)

Année de
naissance de

39

42

45

la première

de la 2ème

de la 3ème

(Classer de préférence par intérêt décroissant en fonction de leurs antécédents)

ANTECEDENTS:

Seulement chez

	Non	la 1ère	la 2ème	la 3ème	les 1ère et 2ème	les 1ère et 3ème	les 2ème et 3ème	les 3 premières	autres cas	
Maladie osseuse	☐ 1	☐ 2	☐ 3	☐ 4	☐ 5	☐ 6	☐ 7	☐ 8	☐ 9	49
" articulaire	☐ 1	☐ 2	☐ 3	☐ 4	☐ 5	☐ 6	☐ 7	☐ 8	☐ 9	50
" cardiovasculaire	☐ 1	☐ 2	☐ 3	☐ 4	☐ 5	☐ 6	☐ 7	☐ 8	☐ 9	51
Diabète	☐ 1	☐ 2	☐ 3	☐ 4	☐ 5	☐ 6	☐ 7	☐ 8	☐ 9	52
Maladie thyroïdienne	☐ 1	☐ 2	☐ 3	☐ 4	☐ 5	☐ 6	☐ 7	☐ 8	☐ 9	53
" des parathyroïdes	☐ 1	☐ 2	☐ 3	☐ 4	☐ 5	☐ 6	☐ 7	☐ 8	☐ 9	54
" des surrénales	☐ 1	☐ 2	☐ 3	☐ 4	☐ 5	☐ 6	☐ 7	☐ 8	☐ 9	55
" rénale	☐ 1	☐ 2	☐ 3	☐ 4	☐ 5	☐ 6	☐ 7	☐ 8	☐ 9	56
" digestive	☐ 1	☐ 2	☐ 3	☐ 4	☐ 5	☐ 6	☐ 7	☐ 8	☐ 9	57
" neurologique	☐ 1	☐ 2	☐ 3	☐ 4	☐ 5	☐ 6	☐ 7	☐ 8	☐ 9	58
" hématologique	☐ 1	☐ 2	☐ 3	☐ 4	☐ 5	☐ 6	☐ 7	☐ 8	☐ 9	59
Cancer	☐ 1	☐ 2	☐ 3	☐ 4	☐ 5	☐ 6	☐ 7	☐ 8	☐ 9	60

ANTEPE Antécédents personnels

ANTOSS Osseux

Troubles de croissance Non ☐ 1 Depuis -de 6 mois ☐ 2 Depuis 6 à 12 mois ☐ 3 Depuis plus d'un an ☐ 4

Fractures Non ☐ 1 Oui ☐ 2

du rachis Non ☐ 1 Depuis -d'un mois ☐ 2 1 à 3 mois ☐ 3 Depuis plus 3 mois ☐ 4

du thorax Non ☐ 1 " ☐ 2 " ☐ 3 " ☐ 4

du membre sup.^r Non ☐ 1 " ☐ 2 " ☐ 3 " ☐ 4

du membre inf.^r Non ☐ 1 " ☐ 2 " ☐ 3 " ☐ 4

bilatérale Non ☐ 2 Oui ☐ 3

Touchant

col fémoral Non ☐ 1 Oui ☐ 2

diaphyse f. Non ☐ 1 Oui ☐ 2

tibia et ou péroné Non ☐ 1 Oui ☐ 2

autre loc^{on} Non ☐ 1 Oui ☐ 2

Pour la + récente

traitement orthopédique ☐ 2 Chirurgical ☐ 3

durée de l'im-mobilisation ²⁴ ☐ ☐ ☐ Jours (cadrer à droite)

ANTARC

Articulaires Non ☐ 1 Depuis 6 mois ☐ 2 depuis 6 à 12 mois ☐ 3 Depuis + d'un an ☐ 4

topographie de nature Généralisée ☐ 2 localisée ☐ 3

dégénérative Non ☐ 1 Oui ☐ 2

inflammatoire Non ☐ 1 polyarth.rhumatoïde ☐ 2 Spond.ankyl. ☐ 3 autre ☐ 4

infectieuse Non ☐ 1 Oui ☐ 2

ANTAPD

Cardiovasculaires Non ☐ 1 Congénitaux ☐ 2 Acquis ☐ 3

insuff cardiaque Non ☐ 1 depuis -de 6 mois ☐ 2 depuis 6 mois à 1 an ☐ 3 Depuis + d'un an ☐ 4

insuff coronaire Non ☐ 1 " ☐ 2 " ☐ 3 " ☐ 4

artérite Non ☐ 1 " ☐ 2 " ☐ 3 " ☐ 4

autre Non ☐ 1 " ☐ 2 " ☐ 3 " ☐ 4

ANTIEND

Endocriniens

thyroïdien Non ☐ 1 depuis - de 6 mois ☐ 2 depuis 6 mois à 1 an ☐ 3 Depuis + d'un an ☐ 4

type Hyperthyroïdie ☐ 2 Hypothyroïdie ☐ 3

parathyroïdien Non ☐ 1 depuis - de 6 mois ☐ 2 depuis 6 mois à 1 an ☐ 3 Depuis + d'un an ☐ 4

type Hyper ☐ 2 Hypo ☐ 3

Mal de Cushing Non ☐ 1 depuis - de 6 mois ☐ 2 depuis 6 mois à 1 an ☐ 3 Depuis + d'un an ☐ 4

Gonadique

castration Non ☐ 1 Physiologique ☐ 2 Chirurgicale ☐ 3

Dysplasie Non ☐ 1 Turner ☐ 2 Klinefelter ☐ 3 autre ☐ 4

Acromégalie Non ☐ 1 depuis - de 6 mois ☐ 2 depuis 6 mois à 1 an ☐ 3 Depuis + d'un an ☐ 4

Insuff. hypophy-saire Non ☐ 1 depuis - de 6 mois ☐ 2 depuis 6 mois à 1 an ☐ 3 Depuis + d'un an ☐ 4

ANTECEDENTS (5)

RENA

Rénaux

Insuff. rénale chron. Non ☐ 1 Depuis-de 6 mois ☐ 2 Depuis 6 à 12 mois ☐ 3 Depuis + d'un an ☐ 4
Avec dialyse Non ☐ 1 Depuis " ☐ 2 " ☐ 3 " ☐ 4

DIGE

Digestifs

Ulcus Non ☐ 1 Depuis-de 6 mois ☐ 2 Depuis 6 à 12 mois ☐ 3 Depuis + d'un an ☐ 4
Localisation ☐ 1 Gastrrique ☐ 2 duodénale ☐ 3
Gastrite Non ☐ 1 Depuis-de 6 mois ☐ 2 Depuis 6 à 12 mois ☐ 3 Depuis + d'un an ☐ 4
Gastrectomie Non ☐ 1 à la peau ☐ 2 finsterer ☐ 3 autre ☐ 4
Affection du grêle Non ☐ 1 Depuis-de 6 mois ☐ 2 Depuis 6 à 12 mois ☐ 3 Depuis + d'un an ☐ 4
avec résection du grêle ☐ 1 Non ☐ 2 Oui ☐ 3
Affection colique Non ☐ 1 Depuis-de 6 mois ☐ 2 Depuis 6 à 12 mois ☐ 3 Depuis + d'un an ☐ 4
avec résection colique ☐ 1 Non ☐ 2 Oui ☐ 3
Hémochromatose Non ☐ 1 Depuis-de 6 mois ☐ 2 Depuis 6 à 12 mois ☐ 3 Depuis + d'un an ☐ 4
Cirrhose Non ☐ 1 " ☐ 2 " ☐ 3 " ☐ 4
type ☐ 1 éthylique ☐ 2 autre ☐ 3
Cholecystectomie Non ☐ 1 Depuis-de 6 mois ☐ 2 Depuis 6 à 12 mois ☐ 3 Depuis + d'un an ☐ 4
Pancréatite Non ☐ 1 " ☐ 2 " ☐ 3 " ☐ 4
type ☐ 1 aiguë ☐ 2 chronique ☐ 3

NER

Neurologiques

poliomyélite Non ☐ 1 Depuis-de 6 mois ☐ 2 Depuis 6 à 12 mois ☐ 3 Depuis + d'un an ☐ 4
Épilepsie Non ☐ 1 " ☐ 2 " ☐ 3 " ☐ 4
Ménopégie Non ☐ 1 " ☐ 2 " ☐ 3 " ☐ 4
Paraplégie Non ☐ 1 " ☐ 2 " ☐ 3 " ☐ 4

HEMA

Hématologiques

Anémie Non ☐ 1 Depuis-de 6 mois ☐ 2 Depuis 6 à 12 mois ☐ 3 Depuis + d'un an ☐ 4
type ☐ 1 Arégénérative ☐ 2 Hémolyse corpuscul. ☐ 3 Hém. extracorpusc. ☐ 4
Polyglobulie Non ☐ 1 Depuis-de 6 mois ☐ 2 Depuis 6 à 12 mois ☐ 3 Depuis + d'un an ☐ 4
type ☐ 1 Secondaire ☐ 2 Vaquez ☐ 3
Hémophilie Non ☐ 1 Oui ☐ 2

PULM

Pulmonaires

Asthme Non ☐ 1 Depuis-de 6 mois ☐ 2 Depuis 6 à 12 mois ☐ 3 Depuis + d'un an ☐ 4
Enphysème Non ☐ 1 " ☐ 2 " ☐ 3 " ☐ 4
Bronchite chronique Non ☐ 1 " ☐ 2 " ☐ 3 " ☐ 4
Insuff. resp. " Non ☐ 1 " ☐ 2 " ☐ 3 " ☐ 4
Tuberculose Non ☐ 1 " ☐ 2 " ☐ 3 " ☐ 4
B. B. S. Non ☐ 1 " ☐ 2 " ☐ 3 " ☐ 4

SENS

Sensoriels

Cécité Non ☐ 1 " ☐ 2 " ☐ 3 " ☐ 4
Surdité Non ☐ 1 " ☐ 2 " ☐ 3 " ☐ 4

TOXI

Toxiques

Fluor Non ☐ 1 " ☐ 2 " ☐ 3 " ☐ 4
Plomb Non ☐ 1 " ☐ 2 " ☐ 3 " ☐ 4

ANC

Cancer

Localisation :

Rein	Non ☐ 1	Depuis-de 6 mois ☐ 2	Depuis 6 à 12 mois ☐ 3	Depuis + d'un an ☐ 4	52
Sein	Non ☐ 1	" ☐ 2	" ☐ 3	" ☐ 4	53
Prostate	Non ☐ 1	" ☐ 2	" ☐ 3	" ☐ 4	54
Ovaire	Non ☐ 1	" ☐ 2	" ☐ 3	" ☐ 4	55
Thyroïde	Non ☐ 1	" ☐ 2	" ☐ 3	" ☐ 4	56
Estomac	Non ☐ 1	" ☐ 2	" ☐ 3	" ☐ 4	57
Colon	Non ☐ 1	" ☐ 2	" ☐ 3	" ☐ 4	58
Pancreas	Non ☐ 1	" ☐ 2	" ☐ 3	" ☐ 4	59
Foie	Non ☐ 1	" ☐ 2	" ☐ 3	" ☐ 4	60
Poumon	Non ☐ 1	" ☐ 2	" ☐ 3	" ☐ 4	61
Kahler	Non ☐ 1	" ☐ 2	" ☐ 3	" ☐ 4	62
Leucémie	Non ☐ 1	" ☐ 2	" ☐ 3	" ☐ 4	63
type	↓	aigue ☐ 2	myéloïde chron. ☐ 3	Lymphoïde chron. ☐ 4	64
Hodgkin	Non ☐ 1	Depuis-de 6 mois ☐ 2	Depuis 6 à 12 mois ☐ 3	Depuis + d'un an ☐ 4	65
Autre K	Non ☐ 1	" ☐ 2	" ☐ 3	" ☐ 4	66

RAITS

Traitements suivis

Corticoïdes	Non ☐ 1	Commencé il y a	[moins de 3 mois ☐ 2 6 mois à 1 an ☐ 4 3 à 6 mois ☐ 3 plus d'un an ☐ 5]	(10)
	↓	Durée du traitement en jours	¹²	
			Dose quotidienne en mg	¹⁵
Synacthène	Non ☐ 1	Commencé il y a	[moins de 3 mois ☐ 2 6 mois à 1 an ☐ 4 3 à 6 mois ☐ 3 plus d'un an ☐ 5]	17
	↓	Durée du traitement en jours	¹⁸	
			Dose quotidienne en dixième de mg	²¹
Androgènes	Non ☐ 1	Commencé il y a	[moins de 3 mois ☐ 2 6 mois à 1 an ☐ 4 3 à 6 mois ☐ 3 plus d'un an ☐ 5]	
	↓	Durée du traitement en jours	²⁴	
			Dose quotidienne en mg	²⁷
Oestrogènes	Non ☐ 1	Commencé il y a	[moins de 3 mois ☐ 2 6 mois à 1 an ☐ 4 3 à 6 mois ☐ 3 Plus d'un an ☐ 5]	30
	↓	Durée du traitement en jours	³¹	
			Dose quotidienne en mg	³⁴
Extrait thyroïdien	Non ☐ 1	Commencé il y a	[moins de 3 mois ☐ 2 6 mois à 1 an ☐ 4 3 à 6 mois ☐ 3 Plus d'un an ☐ 5]	36
	↓	Durée du traitement en jours	³⁷	
			Dose quotidienne en cg	⁴⁰

** ANTECEDENTS (7)

Insuline	Non ☐ 1 Commencé il y a _____	moins de 3 mois ☐ 2	3 à 6 mois ☐ 3	42
		6 mois à 1 an ☐ 4	Plus d'un an ☐ 5	
	Durée du traitement en jours ⁴³		Dose quotidienne en unités ⁴⁶	
Parathormone	Non ☐ 1 Commencé il y a _____	moins de 3 mois ☐ 2	3 à 6 mois ☐ 3	48
		6 mois à 1 an ☐ 4	Plus d'un an ☐ 5	
	Durée du traitement en jours ⁴⁹		Dose quotidienne en mg ⁵²	
S. T. H.	Non ☐ 1 Commencé il y a _____	moins de 3 mois ☐ 2	3 à 6 mois ☐ 3	55
		6 mois à 1 an ☐ 4	Plus d'un an ☐ 5	
	Durée du traitement en jours ⁵⁶		Dose quotidienne en mg ⁵⁹	
Thyrocalcitonine	Non ☐ 1 Commencé il y a _____	moins de 3 mois ☐ 2	3 à 6 mois ☐ 3	62
		6 mois à 1 an ☐ 4	Plus d'un an ☐ 5	
	Durée du traitement en jours ⁶³		Dose quotidienne en mg ⁶⁶	
Calcium	Non ☐ 1 Commencé il y a _____	moins de 3 mois ☐ 2	3 à 6 mois ☐ 3	69
		6 mois à 1 an ☐ 4	Plus d'un an ☐ 5	
	Durée du traitement en jours ⁷⁰		Dose quotidienne en mg ⁷³	
Phosphore	Non ☐ 1 Commencé il y a _____	moins de 3 mois ☐ 2	3 à 6 mois ☐ 3	10
		6 mois à 1 an ☐ 4	Plus d'un an ☐ 5	
	Durée du traitement en jours ¹¹		Dose quotidienne en mg ¹⁴	
Vitamine D	Non ☐ 1 Commencé il y a _____	moins de 3 mois ☐ 2	3 à 6 mois ☐ 3	17
		6 mois à 1 an ☐ 4	Plus d'un an ☐ 5	
	Durée du traitement en jours ¹⁸		Dose quotidienne en unités ²¹	
Vitamine C	Non ☐ 1 Commencé il y a _____	moins de 3 mois ☐ 2	3 à 6 mois ☐ 3	23
		6 mois à 1 an ☐ 4	Plus d'un an ☐ 5	
	Durée du traitement en jours ²⁴		Dose quotidienne en mg ²⁷	

**ANTECEDENTS (8)

Sel d'alumine	Non ☐ 1	Commencé il y a _____	moins de 3 mois ☐ 2	3 à 6 mois ☐ 3	30
			6 mois à 1 an ☐ 4	Plus d'un an ☐ 5	
		Durée du traitement en jours ³¹		Dose quotidienne en mg ³⁴ 0 0	
Anticonvulsivant	Non ☐ 1	Commencé il y a _____	moins de 3 mois ☐ 2	3 à 6 mois ☐ 3	36
			6 mois à 1 an ☐ 4	Plus d'un an ☐ 5	
		Durée du traitement en jours ³⁷		Dose quotidienne en mg ⁴⁰	
Heparine	Non ☐ 1	Commencé il y a _____	moins de 3 mois ☐ 2	3 à 6 mois ☐ 3	43
			6 mois à 1 an ☐ 4	Plus d'un an ☐ 5	
		Durée du traitement en jours ⁴⁴		Dose quotidienne en mg ⁴⁷	
Diphosphate	Non ☐ 1	Commencé il y a _____	moins de 3 mois ☐ 2	3 à 6 mois ☐ 3	50
			6 mois à 1 an ☐ 4	Plus d'un an ☐ 5	
		Durée du traitement en jours ⁵¹		Dose quotidienne en mg ⁵⁴ 0 0	
Radiothérapie Généralisée	Non ☐ 1	Commencé il y a _____	moins de 3 mois ☐ 2	3 à 6 mois ☐ 3	56
			6 mois à 1 an ☐ 4	Plus d'un an ☐ 5	
		Durée du traitement en jours ⁵⁷		Dose quotidienne en rads ⁶⁰ 0 0	
Radiothérapie localisée	Non ☐ 1	Commencé il y a _____	moins de 3 mois ☐ 2	3 à 6 mois ☐ 3	62
			6 mois à 1 an ☐ 4	Plus d'un an ☐ 5	
		Durée du traitement en jours ⁶³		Dose quotidienne en rads ⁶⁶ 0 0	
Antimitotiques	Non ☐ 1	Commencé il y a _____	moins de 3 mois ☐ 2	3 à 6 mois ☐ 3	68
			6 mois à 1 an ☐ 4	Plus d'un an ☐ 5	
		Durée du traitement en jours ⁶⁹			

8
...

Mode de vie

Si il s'agit d'un nourrisson

Allaitement ☐ 1 Uniquement artificiel ☐ 2 Mixte ☐ 3

(10)

Si enfant ou adulte

Consommation moyenne de

Lait/ jour	Jamais ☐ 1	0,5 l ☐ 2	1 l ☐ 3	1 l ☐ 4	12
Fromage	Jamais ☐ 1	un jour sur 2 ☐ 2	Quotidien ☐ 3	biquotidien ☐ 4	13
Beurre	Jamais ☐ 1	très peu ☐ 2	Modérément ☐ 3	beaucoup ☐ 4	14

Activité

sédentaire ☐ 1 Sédentaire sportif ☐ 2 Manuel ☐ 3 Manuel de force ☐ 4 15

***SIGNES FONCTIONNELS ET PHYSIQUES ACTUELS (1)

TEA
X

Signes fonctionnels

Signes physiques

Signes fonctionnels

Signes physiques

Signes fonctionnels

Signes physiques

Signes fonctionnels

Signes physiques

Signes fonctionnels

Signes physiques

Signes fonctionnels

Signes physiques

Signes fonctionnels

Signes physiques

Signes fonctionnels

Signes physiques

Signes fonctionnels

Signes physiques

Signes fonctionnels

Signes physiques

Signes fonctionnels

Signes physiques

Signes fonctionnels

Signes physiques

Signes fonctionnels

Signes physiques

Signes fonctionnels

Signes physiques

Signes fonctionnels

Signes physiques

Signes fonctionnels

Signes physiques

Signes fonctionnels

Signes physiques

Signes fonctionnels

Signes physiques

Signes fonctionnels

Signes physiques

Signes fonctionnels

Signes physiques

Signes fonctionnels

Signes physiques

Signes fonctionnels

Signes physiques

Signes fonctionnels

Signes physiques

Signes fonctionnels

Signes physiques

Signes fonctionnels

Signes physiques

Diffuses ☐ 2

Localisées ☐ 3

Oui ☐ 2

Oui ☐ 2

Oui ☐ 2

Oui ☐ 2

Oui ☐ 2

Tum. Inflammatoire ☐ 2

Tum. non Inflamm. ☐ 3

diffuses ☐ 2

Localisées ☐ 3

Oui ☐ 2

Oui ☐ 2

Oui ☐ 2

Oui ☐ 2

diffuses ☐ 2

Localisées ☐ 3

diffuses ☐ 2

Localisées ☐ 3

Oui ☐ 2

Oui ☐ 2

Oui ☐ 2

Oui ☐ 2

non perçus ☐ 2

non perçus ☐ 2

non perçus ☐ 2

non perçus ☐ 2

47 max

49 min

51

Fouls ☐

(cadrer à D)

polypnée ☐ 2

Oui ☐ 2

Grasse ☐ 2

Oui ☐ 2

Matité ☐ 2

Bradypnée ☐ 3

Sèche ☐ 3

tympanisme ☐ 3

Diminué ☐ 2

Oui ☐ 2

Oui ☐ 2

Normal ☐ 1

Non ☐ 1

Non ☐ 1

(10)
(11)
(12)
(13)
(14)
(15)
(16)
(17)
(18)
(19)
(20)
(21)
(22)
(23)
(24)
(25)
(26)
(27)
(28)
(29)
(30)
(31)
(32)
(33)
(34)
(35)
(36)
(37)
(38)
(39)
(40)
(41)
(42)
(43)
(44)
(45)
(46)
(47)
(48)
(49)
(50)
(51)
(52)
(53)
(54)
(55)
(56)
(57)
(58)
(59)
(60)
(61)
(62)
(63)

SIGNES FONCTIONNELS ET PHYSIQUES ACTUELS

*DIGEST		Digestifs			
Epigastralgies	Non ☐ 1	ulcéreuses ☐ 2	Gastritiques ☐ 3	d'autre type ☐ 4	
Diarrhée chron.	Non ☐ 1	graisseuse ☐ 2	non grasseuse ☐ 3	mitotique ☐ 4 d'autre type ☐ 5	
Hépatomégalie	Non ☐ 1	cirrhotique ☐ 2	cardiaque ☐ 3		
Ascite	Non ☐ 1	Oui ☐ 2			
Circulation collatérale	Non ☐ 1	Oui ☐ 2			
Ictère	Non ☐ 1	Oui ☐ 2			
*UROGEN		App. urogénital			
Gros rein	Non ☐ 1	Unilatéral ☐ 2	Bilatéral ☐ 3		
Règles	normales ☐ 1	Ménométrorragies ☐ 2	Métrorragies ☐ 3	Ménorragies ☐ 4	
T. V.	normal ☐ 1	Anormal ☐ 2			
Prostate	normale ☐ 1	Adénomateuse ☐ 2	néoplasique ☐ 3		
*THYROI		Thyroïde			
perçue	Non ☐ 1	Homogène ☐ 2	Nodulaire ☐ 3		
*L.N.		App. spléno ganglionnaire			
splénomégalie	Non ☐ 1	Oui ☐ 2			
Adénopathies	Non ☐ 1	unique ☐ 2	multiples ☐ 3		
à aspect	☐ 1	banal ☐ 2	Inflammatoire ☐ 3	mitotique ☐ 4	
*ANVES		App. neurologique			
réflexes rotateur	Non ☐ 1	seul à D ☐ 2	Seul à G ☐ 3	D et G ☐ 4	
intensité	☐ 1	parésie ☐ 2	paralysie ☐ 3		
touchant	☐ 1	mbre sup ^r seul ^t ☐ 2	mbre inf ^r seul ^t ☐ 3	Mbre sup ^r et inf ^r ☐ 4	
Troubles du tonus	Non ☐ 1	Hypotonie ☐ 2	Hypertonie ☐ 3		
Troubles des réflexes	Non ☐ 1	Abolition ☐ 2	R. vifs et polyc. ☐ 3		
signe de Babinski	Non ☐ 1	Oui ☐ 2			

18101 Signes biologiques (actuels)

(si un même examen a été répété, choisir le résultat le plus vraisemblable)

PHOSCA

Phosphocalciques

Calcémie ¹² mg/100 ml

Phosphorémie ¹⁵ mg/100 ml

phosphatases alcalines ¹⁷ unités

phosphatases acides ²⁰ unités

calciurie ²² 0 mg/24 h

Calcium fécal ²⁴ mg/24 h

Phosphaturie ²⁷ 0 mg/24 h

Epreuve à la Vitamine D

calciurie inchangée ☐ 1 augmentée ☐ 2 diminuée ☐ 3

Hypercalciurie provoquée

par voie I. V. inchangée ☐ 1 augmentée ☐ 2 diminuée ☐ 3

par voie orale inchangée ☐ 1 augmentée ☐ 2 diminuée ☐ 3

test au pyrate

calciurie inchangée ☐ 1 diminuée ☐ 2

test au strontium non pratiqué ☐ 1 pratiqué ☐ 2

STRONT

	1er jour	48 ^{ème} heure		après 7 jours	
	%squelette	%squelette	%injection	%squelette	%injection
M. L. I. R. L.	³⁶	³⁸	⁴⁰	⁴²	⁴⁴
M. L. I. F. R.	⁴⁶	⁴⁸	⁵⁰	⁵²	⁵⁴
M. L. I.	⁵⁶	⁵⁸	⁶⁰	⁶²	⁶⁴
M. L. I. F. L.	⁶⁶	⁶⁸	⁷⁰	⁷²	⁷⁴
M. L. I. R. G.	¹⁰	¹²	¹⁴	¹⁶	¹⁸
Bi-auxillaire	²⁰	²²	²⁴	²⁶	²⁸
I. L.	³⁰	³²	³⁴	³⁶	³⁸
Bi-scapulaire	⁴⁰	⁴²	⁴⁴	⁴⁶	⁴⁸
I. S.	⁵⁰	⁵²	⁵⁴	⁵⁶	⁵⁸
S. I.	⁶⁰	⁶²	⁶⁴	⁶⁶	⁶⁸
Total	⁷⁰	⁷²	⁷⁴	⁷⁶	⁷⁸

Conclusion normal ☐ 1 Hyper ☐ 2 tendance hyper ☐ 3
 du test tendance hypo ☐ 4 hypo ☐ 5

***EXAMENS COMPLEMENTAIRES (1)

Autres resultats biologiques

Nomenclature-formule sanguine

Nombre de G.R. ¹³ 00.0 0 0 /mm³

Plaquettes ¹⁸ 0.0 0 0 /mm³

Hémoglobine ²⁰ g / 100 ml

V.S. 1ère heure ²⁴ 2ème heure ²⁷ mm

Nombre de G.B. ¹⁵ () () mm³

Hématocrite ²² %

3ème heure ³⁰ mm

Ionogramme

Urée sanguine ³⁴ g/l

Sodium ³⁷ meq/l

Chlore ⁴¹ meq/l

Glycémie ⁴⁷ g/l

Transaminases ⁵⁴ unités

S.G.P.T. ⁶⁰ unités

Fer sérique ⁶⁰ ug/100ml

Potassium ³⁹ meq/l

Protides ⁴⁴ g/l

Amylasémie ⁵⁰ unités

S.G.P.T. ⁵⁷ unités

Saturation de la ⁶³ sidérophylle %

Clearance de la ¹⁰ ml/min

Reserve alcaline ¹³ meq/l

Iode sérique ¹⁹ ug/100ml

T3 ²⁵ %

Index T7 ³¹

ph ¹⁶

Iode hormonal ²² pg/100ml

T4 ²⁸ pg

Urines

Glycosurie ³⁴ g/24h

Hématies/mm Normal ☐ 1 Anormal ☐ 2

Leucocytes/mm Normal ☐ 1 Anormal ☐ 2

Amino-acidurie Non ☐ 1 Oui ☐ 2

Hydroxyprolinurie Non ☐ 1 Oui ☐ 2

Urée ⁴³ g/24h

Potassium ⁴⁸ meq/24h

Protéinurie ³⁷ g/24h

Sodium ⁴⁵ meq/24h

Chlore ⁵¹ meq/24h

** EXAMENS COMPLEMENTAIRES (3)

ADJOL

Examen radiologique actuel

Memore sup^r non pratique ☐ 1
Memore inf^r non pratique ☐ 1
Rachis non pratique ☐ 1
bassin non pratique ☐ 1
Thorax non pratique ☐ 1

Normal ☐ 2
Normal ☐ 2
Normal ☐ 2
Normal ☐ 2
Normal ☐ 2

Raréfaction ☐ 3
Rarefaction ☐ 3
Raréfaction ☐ 3
Raréfaction ☐ 3
Rarefaction ☐ 3

Condensation ☐ 4
Condensation ☐ 4
Condensation ☐ 4
Condensation ☐ 4
Condensation ☐ 4

SI-1

Biopsie osseuse (avant traitement)

Volume osseux normalement calcifié ☐ 61
Calcifications atypiques ☐ 65

Volume ostéoïde partiellement calcifié ☐ 63
Volume ostéoïde ☐ 67

Volume osseux total + calc. atypiques ☐ 69
(somme des 4 nombres précédents)

V_N = Volume normal d'un sujet correspondant ☐ 71

V_N = V_o x 100
V_o } signes plus ☐ 1 moins ☐ 2
valeur ☐ 74

Examen de la densité osseuse

Côté droit ☐ 2
Technique scintigraphie ☐ 2

gauche ☐ 3
caméra ☐ 3

Diamètre fémoral ☐ 14 mm

Epaisseur de la corticale ☐ 17 $\frac{1}{10}$ de mm

Index osseux ☐ 19 g/cm² Densité osseuse ☐ 22 g/cm²

Index des tissus mous ☐ 25 g/cm²

Côté droit ☐ 2
Technique scintigraphie ☐ 2

gauche ☐ 3
caméra ☐ 3

Diamètre fémoral ☐ 31 mm

Epaisseur de la corticale ☐ 34 $\frac{1}{10}$ de mm

Index osseux ☐ 36 g/cm² Densité osseuse ☐ 39 g/cm²

Index des tissus mous ☐ 42 g/cm²

Examen

Côté droit ☐ 2
Technique scintigraphie ☐ 2

gauche ☐ 3
caméra ☐ 3

Diamètre fémoral ☐ 48 mm

Epaisseur de la corticale ☐ 51 $\frac{1}{10}$ de mm

Index osseux ☐ 53 g/cm² Densité osseuse ☐ 56 g/cm²

Index des tissus mous ☐ 59 g/cm²

SI-2

Examen

Côté droit ☐ 2
Technique scintigraphie ☐ 2

gauche ☐ 3
caméra ☐ 3

Diamètre fémoral ☐ 65 mm

Epaisseur de la corticale ☐ 68 $\frac{1}{10}$ de mm

Index osseux ☐ 70 g/cm² Densité osseuse ☐ 73 g/cm²

Index des tissus mous ☐ 76 g/cm²

54

55

56

57

58

59

60

73

8
40

(10)

(11)

12

13

(28)

29

30

(45)

46

47

(62)

63

64

● TRAITU Traitement

(Laisser en blanc les cases correspondants aux thérapeutiques non utilisées)

Corticoides.....	Durée du traitement en jours	11				Dose quotidienne en mg	14		
Synacthène.....	Durée du traitement en jours	16				Dose quotidienne en mg	19		
Androgènes.....	Durée du traitement en jours	21				Dose quotidienne en mg	24		
Oestrogènes.....	Durée du traitement en jours	27				Dose quotidienne en mg	30		
Extrait thyroïdien...	Durée du traitement en jours	32				Dose quotidienne en cg	35		
Insuline.....	Durée du traitement en jours	37				Dose quotidienne en unités	40		
Parathormone.....	Durée du traitement en jours	42				Dose quotidienne en unités	45		
S. T. H.	Durée du traitement en jours	48				Dose quotidienne en mg	51		
Thyréocalcitomine....	Durée du traitement en jours	54				Dose quotidienne en mg	57		
Calcium.....	Durée du traitement en jours	60				Dose quotidienne en mg	63		0
Phosphore.....	Durée du traitement en jours	66				Dose quotidienne en mg	69		0
Vitamine D.....	Durée du traitement en jours	10				Dose quotidienne en unités	13		0
Vitamine C.....	Durée du traitement en jours	16				Dose quotidienne en mg	19		0
Sel d'alumine.....	Durée du traitement en jours	22				Dose quotidienne en mg	25		0 0
Anticonvulsivant....	Durée du traitement en jours	27				Dose quotidienne en mg	30		

***EVOLUTION (2)

Héparine..... Durée du traitement en jours ³³

dose quotidienne en mg ³⁸

Diphosphate..... Durée du traitement en jours ³⁹

dose quotidienne en mg ⁴² 0 0

Radiothérapie Généralisée..... Durée du traitement en jours ⁴⁴

dose quotidienne en rads ⁴⁷ 0 0

Radiothérapie Localisée..... Durée du traitement en jours ⁴⁹

dose quotidienne en rads ⁵² 0 0

Signes cliniques

Nb de jours depuis le premier bilan ⁵⁵

Signes :

Osseux

Douleurs très diminuées ☐ 1

Diminuées ☐ 2

inchangées ☐ 3

augmentées ☐ 4

Déformation " ☐ 1

" ☐ 2

" ☐ 3

" ☐ 4

Tuméfactions " ☐ 1

" ☐ 2

" ☐ 3

" ☐ 4

Articulaires

Douleurs " ☐ 1

" ☐ 2

" ☐ 3

" ☐ 4

Déformations " ☐ 1

" ☐ 2

" ☐ 3

" ☐ 4

Limitations " ☐ 1

" ☐ 2

" ☐ 3

" ☐ 4

Signes radiologiques inchan. ☐ 1

améliorés ☐ 2

très améliorés ☐ 3

Signes radiologiques phosphocalciques

Calcémie ¹² mg/100 ml

phosphorémie ¹⁵ mg/100 ml

phosphatasess alcalines ¹⁷ unités

phosphatasess acides ²⁰ unités

Calcicurie ²² 0 mg/24 h

Calcium fécal ²⁴ mg/24 h

phosphaturie ²⁷ 0 mg/24 h

Epreuve à la vitamine D

Calcicurie inchangée ☐ 1

augmentée ☐ 2

diminuée ☐ 3

Hypercalcicurie provoquée

par I. V. inchangée ☐ 1

augmentée ☐ 2

diminuée ☐ 3

par voie orale inchangée ☐ 1

augmentée ☐ 2

diminuée ☐ 3

Test au Phytate

calcicurie inchangée ☐ 1

diminuée ☐ 2

Biopsie osseuse (après traitement)

Volume osseux normalement calcifié ³⁴ %

Volume ostéoïde partiellement calcifié ³⁶ %

Calcifications aberrantes ³⁸ %

Volume ostéoïde ⁴⁰ %

VT= Volume osseux total+cal aber. (somme des 4 nb. précédents) ⁴² %

VN= Volume normal d'un sujet correspondant ⁴⁴ %

$\frac{VT - VN}{VN} \times 100$ { Signe plus ☐ 1
Valeur ⁴⁷ %

moins ☐ 2

(54)

(58)

59

60

61

(62)

63

64

65

... ⁵

10

11

29

30

31

32

33

46

*DENSAP Mesure de densité osseuse après traitement

DENSAP 1er examen

Os

droit ☐ 2

Gauche ☐

Technique

scintigraphie ☐ 2

Caméra ☐ 3

Diamètre fémoral mm

Epaisseur de la corticale 1/10 de mm

Index osseux g/cm²

Densité osseuse g/cm³

Index des tissus mous g/cm²

DENSAP 2ème examen

Os

droit ☐ 2

Gauche ☐ 3

Technique

Scintigraphie ☐ 2

Caméra ☐ 3

Diamètre fémoral mm

Epaisseur de la corticale 1/10 de mm

Index osseux g/cm²

Densité osseuse g/cm³

Index des tissus mous g/cm²

DENSAP 3ème examen

Os

droit ☐ 2

Gauche ☐ 3

Technique

Scintigraphie ☐ 2

Caméra ☐ 3

Diamètre fémoral mm

Epaisseur de la corticale 1/10 de mm

Index osseux g/cm²

Densité osseuse g/cm³

Index des tissus mous g/cm²

DENSAP 4ème examen

Os

droit ☐ 2

Gauche ☐ 3

Technique

scintigraphie ☐ 2

Caméra ☐ 3

Diamètre fémoral mm

Epaisseur de la corticale 1/10 de mm

Index osseux g/cm²

Densité osseuse g/cm³

Index des tissus mous g/cm²

** DIAGNOSTIC

BILAN	Résultat du Bilan Normal ☐ 1	Anormal ☐ 2	cocher uniquement l'affection au cause parmi celles énumérées ci-dessous	
KAREFA	Rarefaction osseuse diffuse			
KAREMA	maligne			
	myélome multiple	lacunaire ☐ 2	myél. décal. diffuse ☐ 3	
	cancer métastatique	sein ☐ 2	rein ☐ 3	thyroïde ☐ 4
	néoplasie maligne	leucose ☐ 2	prostate ☐ 5	autre ☐ 6
	Hypoparathyroïdisme prim ^{re}		Hodgkin ☐ 3	
HYPERP	tumeur	benigne ☐ 2	maligne ☐ 3	
OSTEOM	Osteomalacie			
	calcique			
		Carence vitaminocalci- que ☐ 2	carence solaire ☐ 3	gastrectomie ☐ 4
				gastrite atrophique ☐ 5
		Cholecystectomie ☐ 2	fistule biliaire ☐ 3	cirrhose alcoolique ☐ 4
				cirrhose primitive ☐ 5
			pancréatite ☐ 6	mucoviscidose ☐ 7
		résection intestinale ☐ 2	ileostomie ☐ 3	entérococolite chronique ☐ 4
			intol. au gluten ☐ 5	intol. lactose sacch. ☐ 6
		entéropathies		
		dysglobulinémique ☐ 2	sclérodermique ☐ 3	de l'amylose exsudative ☐ 4
			de l'insuff. cardiaque ☐ 5	☐ 6
		Malaïe de Whipple ☐ 2	excès de phytates ☐ 3	
		Insuff. rénale chronique avec dialyse ☐ 2	Insuff. Rénale chronique sans dialyse ☐ 3	Anticonvulsivant ☐ 4
			Acidose rénale tub. ☐ 5	Urétérosigmoidose ☐ 6
	Phosphoree	Poudre d'alumine ☐ 2	synd. De Fanconi ☐ 3	Hypophosphorémie ☐ 4
	ostéoporose			Recklinghausen ☐ 5
		Immobilisation ☐ 2	Diabète ☐ 3	
		Ménopause ☐ 2	Castration chirurg. ☐ 3	Klinefelter ☐ 4
				Turner ☐ 5
		Hémochromatose ☐ 2	Hyperthyroïdie ☐ 3	Cushing ☐ 4
		Hypophosphatasie ☐ 2	Lobstein ☐ 3	ost. senile ☐ 4
			Hypercalciurie idiop. ☐ 5	ost. idiopath. ☐ 6
CONDENS	Condensation osseuse diffuse			
		Ostéopétrose ☐ 2	Pycnodysostose ☐ 3	Intox. Vit D ☐ 4
			Hypercalciurie idiop. ☐ 5	Hypothyroïdie ☐ 6
		Hyperparathyroïdie congénitale ☐ 2	Hyperparathyroïdie post opératoire ☐ 3	
		Fluorose chronique ☐ 2	Insuff. rénale chronique ☐ 3	

"Par délibération de son Conseil, en date du 10 Novembre 1972, l'Université n'entend donner aucune approbation ni improbation aux opinions émises dans les thèses ou mémoires. Ces opinions doivent être considérées comme propres à leurs auteurs".

VU, le Président de Thèse,

VU, le Doyen de la Faculté,

VU, et permis d'imprimer
en référence à la délibération
du Conseil d'Université en date
du 14 Décembre 1973,

Le Président de l'Université de CAEN,

